



TUGAS AKHIR -TE 141599

## RANCANG BANGUN SISTEM KONTROL NAVIGASI KURSI RODA LISTRIK MENGGUNAKAN SINYAL EEG

Fathan Nur Hakim  
NRP 2213 100 134

Dosen Pembimbing  
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.  
Ir. Tasripan, MT.

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO  
Fakultas Teknologi Elektro  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya 2017





FINAL PROJECT- TE 141599

## DESIGN OF ELECTRIC WHEELCHAIR NAVIGATION CONTROL SYSTEM USING EEG SIGNAL

Fathan Nur Hakim  
NRP 2213 100 134

Advisor  
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.  
Ir. Tasripan, MT.

Department of Electrical Engineering  
Faculty of Electrical Technology  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya 2017



## **PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR**

Dengan ini saya menyatakan isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul “Rancang Bangun Sistem Kontrol Navigasi Kursi Roda Listrik Menggunakan Sinyal EEG”

Adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis. Secara lengkap pada daftar pustak. Apabila ternyata pernyataan ini Tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Juli 2017



Fathan Nur Hakim  
NRP. 2213100134



**RANCANG BANGUN SISTEM KONTROL NAVIGASI KURSI  
RODA LISTRIK MENGGUNAKAN SINYAL EEG**

**TUGAS AKHIR**

Diajukan untuk Memenuhi Sebagian Persyaratan  
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik

Pada


Bidang Studi Elektronika

Departemen Teknik Elektro

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Menyetujui:

Dosen Pembimbing I



Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
NIP. 197103141997021001

Dosen Pembimbing II



Ir. Tasripan, MT.  
NIP. 196204181990031004







## ABSTRAK

Setiap kali otak manusia bekerja, otak akan mengeluarkan sinyal yang dikenal dengan nama EEG. Salah satu informasi yang bisa didapat dari EEG adalah informasi motoric. Informasi ini bisa didapat dengan perintah *motor imagery* ataupun *motor execution* pada subjek. Informasi motorik ini bisa digunakan untuk menggerakkan objek, contohnya adalah kursi roda elektrik. Penderita difabel terutama yang mengalami keterbatasan fisik pada anggota gerak tubuhnya, bisa memanfaatkan sinyal otaknya untuk menggerakkan kursi roda listrik agar aktivitas mobilisasi pasien terbantu. Hal ini dikarenakan aktivitas otak secara motorik masih berfungsi terutama saat membayangkan gerakan atau saat akan menggerakkan anggota gerak tubuhnya. Tugas akhir ini bertujuan untuk membuat rancang bangun kendali kursi roda menggunakan sinyal EEG. EEG yang dapat menangkap sinyal otak dengan baik dapat digunakan untuk mengidentifikasi informasi mengenai *motor imagery*. Sinyal EEG direkam dengan menggunakan rangkaian yang dirancang dengan total penguatan sebesar 27360 kali yang terbagi atas tiga tahapan penguatan, *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* sebesar 30 Hz, *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* sebesar 0.56 Hz, *notch filter* dengan frekuensi resonansi 50 Hz, serta rangkaian penjumlah tak membalik dengan tegangan *offset* 2 Volt. Dari 20 titik pada sistem EEG internasional 10-20, digunakan titik C3 dan C4 untuk mengambil informasi motorik. Dengan membandingkan hasil *motor imagery* dan *motor execution*, didapatkan informasi saat terjadinya aktivitas motorik dimana sinyal mengalami peningkatan atau penurunan *power spectrum* pada rentang frekuensi alfa (8-12 Hz) yang disebut *Event Related Desynchronization/Event Related Synchronization(ERD/ERS)*. Pada mode *motor execution*, didapatkan rata-rata keberhasilan 71%. Sedangkan pada mode *motor imagery*, rata-rata keberhasilan 56,67%. Untuk perkembangan selanjutnya, nilai keberhasilan bisa ditingkatkan agar gerak kursi roda selalu sesuai dengan kondisi subjek sehingga semakin memudahkan subjek untuk bergerak ke arah yang dituju

Kata kunci : EEG, kursi roda listrik, ERD/ERS, *motor imagery*, *motor execution*.

*[halaman ini sengaja dikosongkan]*

## **ABSTRACT**

*When the human brain work, brain release signal known as EEG. One of the information that obtained from EEG is motoric information. This information is obtained by motor imagery task or motor execution task on the subject. This motoric information can be used to move object, for example is electric wheelchair. Difable people who have physical disability in physical limbs, can utilize brain signal to move electric wheelchair so that patient activities mobilitation helped. This happens because motoric brain activity still work especially when subject imagine or move the limbs. This final project has purpose to make a design of electric wheelchair navigation control system using eeg signal. EEG that has good record for brain signal can be used to identify the information about motor imagery. EEG singal is recorded using circuit with total gain 27360 that divided into 3 stage amplifier, low pass filter with cut-off frequency 30 Hz, high pass filter 0.56 Hz, notch filter with resonance frequency 50Hz, and non-inverting adder with 2V offset voltage. From 20 points in international EEG system 10-20, used C3 and C4 point to record motoric information. By comparing the result of motor imagery and motor execution, information is obtained during motor activity when signal power spectrum increase or decrease in alpha band frequency (8-12Hz) called Event Related Desynchronization/ Event Related Synchronization (ERD/ERS). In motor execution mode, average success rate is 71%, and in motor imagery mode, average success rate is 56,67%. For further development, success rate can be improved so that wheelchair's movement is always accordance with the subject conditions and the subject can move to the direction easier*

*Keywords : EEG, electric wheelchair, ERD/ERS, motor imagery, motor execution*

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan YME, atas berkat dan rahmat-Nya yang diberikan sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir dengan judul:

### **Rancang Bangun Sistem Kontrol Navigasi Kursi Roda Listrik Menggunakan Sinyal EEG**

Tugas akhir ini dibuat untuk memenuhi kurikulum di Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan program studi Strata-I.

Dalam pelaksanaan penelitian Tugas Akhir ini, penulis mendapatkan bantuan dan dorongan dari berbagai pihak. Terima kasih sebesar besarnya penulis sampaikan kepada beberapa pihak yang telah memberikan dukungan terhadap penyelesaian tugas akhir ini, antara lain:

- Kedua orang tua yang telah senantiasa memberikan doa kepada penulis, sehingga penulis bisa menyelesaikan tugas akhir tepat waktu.
- Bapak Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing I yang telah membantu dan membimbing hingga terselesaikannya tugas akhir ini.
- Bapak Ir. Tasripan, MT. selaku dosen pembimbing II yang telah membantu dan membimbing hingga terselesaikannya tugas akhir ini.
- Seluruh dosen Bidang Studi Elektronika dan Departemen Teknik Biomedik, khususnya Pak Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T.
- Rekan-rekan lab B205 yang membantu penelitian ini
- Serta semua pihak yang telah membantu dalam pembuatan tugas akhir ini.

Semoga Tuhan YME membalas segala budi baik yang telah diberikan sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan baik.

Surabaya, Juli 2017

Penulis

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

# DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
ABSTRAK.....	iii
<i>ABSTRACT</i> .....	v
KATA PENGANTAR .....	vii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR GAMBAR .....	xiii
DAFTAR TABEL.....	xvii
BAB I.....	1
PENDAHULUAN .....	1
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Perumusan Masalah .....	2
1.3. Tujuan Penelitian .....	2
1.4. Batasan Masalah .....	2
1.5. Metodologi Penelitian.....	3
1.6. Sistematika Penulisan .....	4
1.7. Relevansi .....	4
BAB II .....	5
TEORI PENUNJANG .....	5
2.1 Otak .....	5
2.2. EEG .....	7
2.2.1. Sinyal EEG .....	7
2.2.2. Jenis Gelombang Sinyal EEG.....	8
2.2.3. Perekaman Sinyal EEG.....	9
2.3. <i>Motor Imagery</i> dan <i>Motor Execution</i> .....	10
2.4. Instrumentasi EEG.....	11
2.4.1. Rangkaian Penguat Instrumenasi .....	11
2.4.2. Rangkaian penguat tak membalik .....	14
2.4.3. Filter Analog.....	15
2.4.3.1 Low Pass Filter .....	15
2.4.3.2 High Pass Filter.....	17
2.4.4. <i>Isolation Amplifier</i> .....	20
2.4.5. Rangkaian <i>Adder</i> .....	22
2.5. Filter Digital .....	23
2.6. Mikrokontroler ARM.....	27
2.6.1. <i>Analog-to-Digital Converter</i> .....	27
2.6.2. <i>Timer</i> .....	28
2.7 Analisa Domain Frekuensi.....	29

2.8 Kursi Roda Jet 3 Ultra .....	29
2.9 Event Related Desynchronization / Event Related Synchronization (ERD/ERS).....	31
BAB III.....	33
PERANCANGAN SISTEM.....	33
3.1. Diagram Blok Sistem .....	33
3.2. Perancangan Perangkat Keras .....	35
3.2.1. <i>Passive Filter</i> .....	35
3.2.2. <i>Protection Circuit</i> .....	35
3.2.3. <i>Instrumentation Amplifier</i> .....	35
3.2.4. <i>Main Amplifier</i> .....	37
3.2.5. <i>Band Pass Filter</i> .....	38
3.2.5.1. <i>Low Pass Filter</i> .....	38
3.2.5.2. <i>High Pass Filter</i> .....	39
3.2.6. <i>Variable Amplifier</i> .....	39
3.2.7. <i>Notch Filter</i> .....	40
3.2.8. <i>Isolation Amplifier</i> .....	41
3.2.9. <i>Non-Inverting Adder Amplifier</i> .....	42
3.3. Perancangan Perangkat Lunak.....	43
3.3.1. Perancangan Perangkat Lunak pada Mikrokontroler.....	43
3.3.2. Perancangan Perangkat Lunak pada PC .....	45
3.4. Subjek dan Prosedur Perekaman Sinyal EEG .....	48
3.4.1. Subjek.....	48
3.4.3. Prosedur Tasking saat Perekaman Data.....	49
BAB IV.....	51
PENGUJIAN DAN ANALISIS .....	51
4.1. Pengujian Perangkat Keras.....	51
4.1.1. Pengujian <i>Instrumentation amplifier</i> .....	51
4.1.2. Pengujian <i>Main Amplifier</i> .....	53
4.1.3. Pengujian <i>Band Pass Filter</i> .....	54
4.1.3.1. <i>Low Pass Filter</i> .....	54
4.1.3.2. <i>High Pass Filter</i> .....	56
4.1.4. Pengujian <i>Variable Amplifier</i> .....	58
4.1.5 <i>Notch Filter</i> .....	60
4.1.6. Pengujian Keseluruhan Sistem Instrumenasi EEG .....	62
4.2 Pengujian dan Analisa Perangkat Lunak .....	63
4.2.1. Pengujian Nilai <i>Pulse Width Modulation</i> (PWM).....	63
4.2.2. Pengujian Proses Pra-Pengolahan Sinyal.....	65
4.3. Perbandingan <i>Motor Execution</i> dengan <i>Motor Imagery</i> .....	66



BAB V .....	75
PENUTUP .....	75
5.1 Kesimpulan .....	75
5.2 Saran .....	75
DAFTAR PUSTAKA .....	77
LAMPIRAN A .....	79
LAMPIRAN B .....	81
LAMPIRAN C .....	87
LAMPIRAN D .....	93
LAMPIRAN E .....	97
LAMPIRAN F .....	99
RIWAYAT PENULIS .....	102

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## TABLE OF CONTENT

TITLE PAGE .....	i
TITLE PAGE .....	iii
<i>ABSTRACT</i> .....	v
PREFACE .....	vii
TABLE OF CONTENT .....	ix
TABLE OF FIGURE .....	xiii
LIST OF TABLE .....	xvii
CHAPTER I .....	1
PREFACE .....	1
1.1. Background .....	1
1.2. Formulation of Problem .....	2
1.3. Objective .....	2
1.4. Scope of Problem .....	2
1.5. Methods .....	3
1.6. Writing System .....	4
1.7. Relevance .....	4
CHAPTER II .....	5
TEORI PENUNJANG .....	5
2.1 Brain .....	5
2.2. EEG .....	7
2.2.1. EEG Signal .....	7
2.2.2. Type of EEG Signal Waveform .....	8
2.2.3. Recording of EEG Signal .....	9
2.3. Motor Imagery and Motor Execution .....	10
2.4. EEG Instrumentation .....	11
2.4.1. Instrumentation Amplifier Circuit .....	11
2.4.2. Non Inverting Amplifier .....	14
2.4.3. Analog Filter .....	15
2.4.3.1 Low Pass Filter .....	15
2.4.3.2 High Pass Filter .....	17
2.4.4. Isolation Amplifier .....	20
2.4.5. Adder Circuit .....	22
2.5. Digital Filter .....	23
2.6. ARM Microcontroller .....	27
2.6.1. Analog-to-Digital Converter .....	27
2.6.2. Timer .....	28
2.7 Frequency Domain Analysis .....	29

2.8 Jet 3 Ultra Wheelchair .....	29
2.9 Event Related Desynchronization / Event Related Synchronization (ERD/ERS) .....	31
CHAPTER III .....	33
SYSTEM DESIGN .....	33
3.1. System Diagram Block .....	33
3.2. Hardware Design.....	35
3.2.1. Passive Filter .....	35
3.2.2. Protection Circuit .....	35
3.2.3. Instrumentation Amplifier .....	35
3.2.4. Main Amplifier .....	37
3.2.5. Band Pass Filter .....	38
3.2.5.1. Low Pass Filter .....	38
3.2.5.2. High Pass Filter .....	39
3.2.6. Variable Amplifier .....	39
3.2.7. Notch Filter.....	40
3.2.8. Isolation Amplifier.....	41
3.2.9. Non-Inverting Adder Amplifier.....	42
3.3. Software Design .....	43
3.3.1. Software Design on Microcontroller .....	43
3.3.2. Software Design on Personal Computer .....	45
3.4. Subject and Procedure of Recording EEG Signal .....	48
3.4.1. Subject.....	48
3.4.3. Task Procedure of Recording Data.....	49
CHAPTER IV .....	51
RESULT AND ANALYSIS .....	51
4.1. Hardware Test .....	51
4.1.1. Instrumentation Amplifier Test.....	51
4.1.2. Main Amplifier Test.....	53
4.1.3. Band Pass Filter Test.....	54
4.1.3.1. Low Pass Filter .....	54
4.1.3.2. High Pass Filter.....	56
4.1.4. Variable Amplifier Test.....	58
4.1.5 Notch Filter .....	60
4.1.6. EEG Instrumentation Test .....	62
4.2 Software Analysis and Test.....	63
4.2.1. Pulse Width Modulation (PWM) Calibration .....	63
4.2.2. Signal Pre-Processing Test .....	65
4.3. Comparison between Motor Execution and Motor Imagery .....	66

CHAPTER V.....	75
CLOSURE.....	75
5.1 Conclusion.....	75
5.2 Suggestion.....	75
REFERENCE.....	77
APPENDIX A .....	79
APPENDIX B.....	81
APPENDIX C.....	87
APPENDIX D .....	93
APPENDIX E.....	97
BIOGRAPHY.....	99

*[halaman ini sengaja dikosongkan]*

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1	Bagian-bagian pada otak <sup>[1]</sup> .....	6
Gambar 2. 2	Karakteristik Sinyal EEG <sup>[6]</sup> .....	8
Gambar 2. 3	Konfigurasi Bipolar (kiri) dan Konfigurasi Unipolar (kanan) <sup>[6]</sup> .....	10
Gambar 2. 4	Sistem internasional EEG 10-10 dan 10-20 (biru) <sup>[6]</sup> ...	10
Gambar 2. 5	Rangkaian Penguat Instrumenasi .....	112
Gambar 2. 6	Perbandingan IC INA128 dengan 3 op-amp <sup>[9]</sup> .....	14
Gambar 2. 7	Rangkaian Penguat tak Membalik .....	15
Gambar 2. 8	Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> -40dB/dec .....	16
Gambar 2. 9	Rangkaian <i>High Pass Filter</i> -40 dB/dec .....	18
Gambar 2. 10	Rangkaian <i>Twin T Notch Filter</i> .....	200
Gambar 2. 11	Rangkaian <i>Isolation Amplifier</i> .....	211
Gambar 2. 12	Rangkaian <i>Adder Amplifier</i> .....	222
Gambar 2. 13	FIR Filter Orde 4 .....	233
Gambar 2. 14	IIR Filter Orde 2 .....	244
Gambar 2. 15	Karakteristik peredaman HPF dan plot pole-zero pada bidang z .....	25
Gambar 2. 16	Karakteristik peredaman LPF dan plot pole-zero pada bidang z .....	285
Gambar 2. 17	Karakteristik peredaman Notch Filter dan plot pole-zero pada bidang z .....	236
Gambar 2. 18	Sistem ADC STM32F407 <sup>[13]</sup> .....	247
Gambar 2. 19	Sistem Timer STM32F407 <sup>[13]</sup> .....	28
Gambar 2. 20	Spesifikasi kursi roda listrik Jet 3 Ultra <sup>[15]</sup> .....	30
Gambar 2. 21	Konfigurasi pin kursi roda Jet 3 Ultra .....	31
Gambar 2. 21	Penghitungan ERD/ERS .....	32
Gambar 3. 1	Diagram Blok Sistem .....	35
Gambar 3. 2	Rangkaian Penguat Instrumenasi .....	36
Gambar 3. 3	Rangkaian <i>Common Mode Rejection</i> .....	37
Gambar 3. 4	Rangkaian Non-Inverting Main Amplifier .....	37
Gambar 3. 5	Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> -40 dB/dec .....	38
Gambar 3. 6	Rangkaian <i>High Pass Filter</i> -40 dB/dec .....	39
Gambar 3. 7	Rangkaian <i>Non-Inverting Variable Amplifier</i> .....	40
Gambar 3. 8	Rangkaian Notch Filter .....	41

Gambar 3. 9	Rangkaian Isolation Amplifier .....	442
Gambar 3. 10	Rangkaian Adder Amplifier .....	43
Gambar 3. 11	Diagram Alir Mikrokontroler .....	44
Gambar 3. 12	<i>Source code real-time</i> ERD/ERS .....	47
Gambar 3. 13	Tampilan program pengambilan sinyal EEG secara <i>real-time</i> .....	48
Gambar 3. 14	Posisi penempatan elektroda pada system EEG 10-20 <sup>[7]</sup> .....	49
Gambar 3. 15	Proses tasking pada pengambilan data .....	50
Gambar 4. 1	Pengujian rangkaian instrumentation amplifier. Sinyal yang berwarna kuning adalah input sedangkan yang berwarna biru adalah output .....	51
Gambar 4. 2	Pengujian rangkaian <i>main amplifier</i> .....	54
Gambar 4. 3	Grafik pengujian rangkaian <i>low pass filter</i> .....	55
Gambar 4. 4	Grafik pengujian rangkaian <i>high pass filter</i> .....	58
Gambar 4. 5	Grafik pengujian rangkaian <i>notch filter</i> .....	60
Gambar 4. 6	Pengujian sistem instrumenasi EEG secara keseluruhan pada permukaan kulit kepala subjek 1 saat lirik kiri. Grafik warna kuning adalah pengujian pada titik C3 sedangkan grafik warna biru adalah pengujian pada titik C4. ....	63
Gambar 4. 7	Pengujian sistem instrumenasi EEG pada subjek 2 saat menggerakkan tangan kanan. Bagian atas adalah pengujian pada subjek 2 di titik C3 sedangkan bagian bawah adalah pengujian pada subjek 2 di titik C4. ....	63
Gambar 4. 8	Pengujian PWM dengan nilai 908, menghasilkan tegangan 0.68 dan <i>duty cycle</i> 10 % .....	64
Gambar 4. 9	Pengujian PWM dengan nilai 1667, menghasilkan tegangan 2.57 dan <i>duty cycle</i> 84,6 %. ....	64
Gambar 4. 10	Pengujian PWM dengan nilai 4095, menghasilkan tegangan 3,04 dan <i>duty cycle</i> 100 %. ....	65
Gambar 4. 11	Sinyal EEG hasil pengukuran pada titik C3 pada subjek 1. Bagian atas adalah plot sinyal dalam domain waktu sedangkan bagian bawah adalah plot sinyal dalam domain waktu-frekuensi .....	66



Gambar 4. 12	Pengukuran sinyal EEG pada subjek M di titik C3 dengan metode ERD/ERS menunjukkan nilai -24,6512 .....	67
Gambar 4. 13	Pengukuran sinyal EEG pada subjek M di titik C4 dengan metode ERD/ERS menunjukkan nilai 42,2288 .....	67
Gambar 4. 14	Proses pengambilan data dengan <i>tasking</i> kanan mode <i>motor execution</i> .....	72
Gambar 4. 15	Proses pengambilan data dengan <i>tasking</i> kiri mode <i>motor execution</i> .....	72
Gambar 4. 16	Proses pengambilan data dengan <i>tasking</i> maju mode <i>motor execution</i> .....	73
Gambar 4. 17	Proses pengambilan data dengan mode <i>motor imagery</i> .....	73

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Konfigurasi pin kursi roda listrik Jet 3 Ultra .....	31
Tabel 4. 1	Pengujian rangkaian <i>instrumentation amplifier</i> .....	52
Tabel 4. 2	Pengujian rangkaian <i>main amplifier</i> .....	53
Tabel 4. 3	Pengujian rangkaian <i>low pass filter</i> .....	55
Tabel 4. 4	Pengujian rangkaian high pass filter.....	57
Tabel 4. 5	Pengujian rangkaian <i>variable amplifier</i> .....	59
Tabel 4. 6	Pengujian rangkaian <i>notch filter</i> .....	61
Tabel 4. 7	Hasil <i>motor execution</i> kanan .....	68
Tabel 4. 8	Hasil <i>motor execution</i> kiri .....	69
Tabel 4. 9	Hasil <i>motor execution</i> maju.....	69
Tabel 4. 10	Hasil <i>motor execution</i> bebas.....	70
Tabel 4. 11	Hasil <i>motor imagery</i> kanan .....	70
Tabel 4. 12	Hasil <i>motor imagery</i> kiri .....	71
Tabel 4. 13	Hasil <i>motor imagery</i> maju .....	71

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1. Latar Belakang

Setiap kali otak manusia bekerja, otak akan memberikan informasi berupa informasi motorik atau informasi sensorik. Informasi sensorik muncul karena aktivitas panca indra manusia, seperti mencium bau bunga, memegang benda panas, atau mendengar suara bising. Sedangkan aktivitas motorik muncul karena anggota gerak, seperti berlari, berjalan, menulis, ataupun menggenggam barang.

Penderita tuna daksa, atau penderita cacat fisik biasanya tidak mampu untuk melakukan aktivitas motorik. Bagi mereka yang menderita cacat di kaki, seringkali mereka menggunakan kursi roda untuk menunjang aktivitas sehari-hari. Mereka mendorong kursi roda dengan menggunakan tangan mereka yang masih normal. Namun bagi tuna daksa yang menderita cacat fisik di tangan dan di kaki, mereka harus meminta bantuan orang terdekat untuk mendorong kursi rodanya. Hal ini tentu menyusahkan bagi orang di sekitar. Meskipun tuna daksa mengalami kecacatan fisik pada tangan dan kaki, sebenarnya aktivitas elektrik di otak secara motorik masih berfungsi dengan baik, terutama saat membayangkan gerakan atau saat menggerakkan anggota tubuh. Aktivitas elektrik pada otak ini membawa informasi yang nantinya bisa dimanfaatkan untuk menggerakkan kursi roda agar penderita tuna daksa tetap bisa beraktivitas tanpa meminta bantuan orang lain untuk mendorong kursi rodanya

Sinyal EEG penderita tuna daksa dijadikan sebagai kontrol navigasi penentuan arah gerakan kursi roda. Saat penderita menghendaki kursi roda bergerak ke arah tertentu, maka penderita cukup menggerakkan (*Motor Execution*) atau membayangkan gerakan anggota tubuh tertentu (*Motor Imagery*) sebagai perintah untuk kursi roda (Pfurtscheller, 1999)<sup>[3]</sup>. Hal ini terjadi karena saat pasien menghendaki gerakan pada anggota gerak tertentu, maka sinyal EEG dapat diidentifikasi pada bagian *Motor Area* yang aktif seperti, *Primary Motor Cortex*, *Supplementary Motor Area*, dan *Premotor Cortex* (Cortical Functions Reference, 2012)<sup>[4]</sup>.

Analisa sinyal EEG pada *Motor Area* akan memberikan informasi mengenai *Motor Imagery* atau *Motor Execution*. Dari proses ini, sinyal EEG diproses dan diekstrak untuk mendapatkan parameter-parameter yang dapat digunakan untuk mengidentifikasi gerakan yang dibayangkan penderita. Dengan demikian, informasi mengenai bayangan gerakan kiri/

kanan dapat diidentifikasi dan dimanfaatkan pada kontrol navigasi kursi roda. Sehingga kursi roda akan bergerak sesuai dengan informasi mengenai gerakan kiri atau kanan penderita

Tugas Akhir ini membahas mengenai implementasi *Motor Imagery* atau *Motor Execution* pada sinyal EEG saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan, tangan kiri, dan gerakan kaki. Informasi yang diperoleh tersebut dapat dimanfaatkan sebagai kontrol navigasi pada kursi roda untuk membantu mobilitas penderita tuna daksa sehari-hari. Dengan demikian, diharapkan mobilitas penderita tuna daksa sehari-hari tetap berjalan lancar tanpa meminta bantuan orang lain.

## **1.2. Perumusan Masalah**

Permasalahan yang akan dibahas dalam tugas akhir ini adalah :

1. Merancang rangkaian instrumenasi dan filter untuk menangkap sinyal EEG dengan baik.
2. Penentuan peletakan elektroda yang tepat pada motor area agar didapatkan informasi mengenai *motor imagery* atau *motor execution*.
3. Pemilihan metode untuk pengolahan sinyal EEG agar diperoleh parameter yang tepat untuk proses identifikasi bayangan gerakan untuk kontrol navigasi kursi roda.

## **1.3. Tujuan Penelitian**

Tujuan dari penelitian tugas akhir ini adalah :

1. Menghasilkan rangkaian instrumenasi untuk menangkap sinyal EEG berbasis ARM dengan baik.
2. Menemukan peletakan elektroda yang tepat pada *motor area* agar didapatkan informasi mengenai *motor imagery*.
3. Mendapatkan parameter yang tepat untuk mengidentifikasi bayangan gerakan untuk kontrol navigasi kursi roda berdasarkan informasi *motor imagery*.

## **1.4. Batasan Masalah**

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah :

1. Subjek penelitian berusia 18 hingga 25 tahun.
2. Selama proses perekaman, subjek berada pada posisi yang sama, yaitu duduk bersandar pada kursi roda dengan kondisi *relax* dan diberi *tasking* yang sama.

3. Informasi motorik yang digunakan adalah informasi *motor imagery* dengan bayangan gerakan mengangkat tangan kiri, kanan dan kaki.

## **1.5. Metodologi Penelitian**

Metodologi pada pembuatan Tugas Akhir ini adalah :

### **1. Studi Literatur**

Tahap ini meliputi studi mengenai dasar teori yang dapat mendukung realisasi Tugas Akhir. Dasar teori yang digunakan akan diambil dari buku, jurnal terpublikasi, *paper*, *proceeding*, artikel, dan sumber terpercaya lain.

### **2. Perancangan Sistem**

Secara garis besar, tahap perancangan meliputi perancangan *hardware* dan *software*. Perancangan hardware dirancang untuk merekam sinyal EEG dan perancangan *software* untuk pengolahan dan proses identifikasi sinyal EEG.

### **3. Pengujian Sistem**

Tahap pengujian sistem merupakan tahap penting dalam pembuatan alat untuk mengetahui apakah alat yang dibuat telah bekerja dengan baik sesuai ekspektasi. Pengujian alat secara keseluruhan melibatkan rancangan *hardware*, *software*, dan integrasi keduanya.

### **4. Pengolahan Data dan Identifikasi**

Dari data sinyal EEG yang telah diperoleh, kemudian dilakukan proses pengolahan sinyal untuk mendapatkan informasi mengenai *motor imagery*. Kemudian, proses identifikasi dilakukan untuk mengidentifikasi gerakan kiri/kanan dari sinyal.

### **5. Penulisan Laporan Tugas Akhir**

Penulisan laporan dilakukan sebagai kesimpulan dari hasil pembuatan dan pengujian alat. Kesimpulan menjadi jawaban akan permasalahan yang dianalisa, sedangkan saran yang diberikan dapat menjadi masukan untuk pengembangan lebih lanjut.

## **1.6. Sistematika Penulisan**

Laporan tugas akhir ini disusun dengan sistematika sebagai berikut :

- Bab I Pendahuluan  
Bab ini membahas latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, metodologi penelitian, sistematika penulisan, dan relevansi.
- Bab II Dasar Teori  
Bab ini membahas tentang teori penunjang dan literatur yang berguna bagi tugas akhir ini.
- Bab III Perancangan Alat  
Bab ini membahas tentang perancangan sistem EEG secara keseluruhan baik secara perangkat keras maupun secara perangkat lunak.
- Bab IV Pengujian Alat  
Bab ini membahas mengenai hasil pengujian dari sistem yang dirancang baik secara independen di tiap blok sistem maupun sistem secara keseluruhan.
- Bab V Penutup  
Bab ini membahas mengenai kesimpulan yang diperoleh dari pembuatan tugas akhir serta saran untuk pengembangan ke depan.

## **1.7. Relevansi**

Hasil dari tugas akhir ini diharapkan dapat memberikan manfaat bagi penderita tuna daksa yang terus membutuhkan pertolongan orang lain untuk bergerak atau melakukan mobilisasi. Selain itu hasil dari penelitian ini juga bisa dikembangkan untuk melakukan terapi dengan memanfaatkan sinyal EEG.



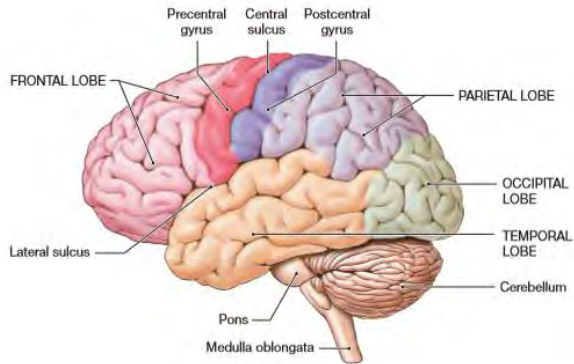
## BAB II

### TEORI PENUNJANG

#### 2.1 Otak

Otak merupakan organ vital pada tubuh manusia yang terletak di rongga kepala. Otak sebagai pusat sistem saraf memegang peranan penting pada sistem saraf manusia. Terdapat 3 komponen penyusun utama pada otak yaitu *cerebrum*, *cerebellum*, dan batang otak seperti pada Gambar 2.1. <sup>[1]</sup>

- *Cerebrum*/ Otak besar yang sering disebut juga dengan Cerebral Cortex terdiri dari 5 lobus yaitu, *Frontal Lobe*, *Parietal Lobe*, *Temporal Lobe*, *Occipital Lobe*, dan *Central Sulcus*. *Cerebrum* memiliki hubungan erat dengan kemampuan berpikir, logika, analisa, kesadaran, bahasa, perencanaan, memori dan visual.
  - *Frontal Lobe*  
Lobus *Frontal* merupakan bagian paling depan dari otak besar. Lobus ini berkaitan dengan kemampuan motorik, kognitif, perencanaan, penyelesaian masalah, kreativitas, control perasaan, dan kemampuan bahasa.
  - *Parietal Lobe*  
Lobus *Parietal* berada di tengah otak besar, persis di belakang lobus frontal. Lobus ini memiliki kaitan dengan proses sensor perasaan seperti tekanan, sentuhan, dan rasa sakit
  - *Occipital Lobe*  
Lobus *Occipital* berada di bagian paling belakang dari otak besar, di belakang lobus parietal. Lobus ini berhubungan dengan kemampuan visualisasi yang memungkinkan manusia untuk menginterpretasikan objek di sekitarnya yang tertangkap oleh retina mata
  - *Temporal Lobe*  
Lobus *Temporal* berada di bagian bawah dari otak besar. Lobus ini memiliki hubungan dengan kemampuan auditori serta pengertian informasi  
Secara fisiologi, *cerebral cortex* terbagi menjadi beberapa area, yaitu *motor area*, *sensory area*, dan *association area*
    - *Motor area*  
*Motor area* merupakan bagian pada *cerebral cortex* yang terdapat pada bagian kiri dan kanan dari *cortex*.



**Gambar 2. 1** Bagian pada otak <sup>[1]</sup>

Terdapat area vital pada *motor area* yang berkaitan dengan aktivitas motorik, yaitu *primary motor cortex*, *supplementary motor area*, dan *premotor cortex*. *Primary motor cortex* berkaitan dengan eksekusi dari pergerakan sadar, sedangkan *supplementary motor area* dan *premotor cortex* berkaitan dengan perencanaan pergerakan sadar

- *Sensory area*

*Sensory area* merupakan bagian pada *cerebral cortex* yang menerima serta memproses informasi dari reseptor. Informasi mengenai *somatic sensory* dari penglihatan, auditori, serta sentuhan berkaitan erat dengan *primary visual cortex*, *primary auditory cortex*, dan *primary somatosensory cortex*.

- *Association area*

*Association area* merupakan area yang berfungsi menerima dan menganalisa informasi yang didapatkan dari berbagai area baik motorik maupun sensorik. Tiap area pada *association area* memiliki peran tersendiri seperti, *somatic sensory association area*, *visual association area*, dan *auditori association area*. *Somatic motor association area* atau *premotor cortex* memiliki peran dalam koordinasi gerakan yang dipelajari. Ketika terdapat gerakan, instruksi mengenai

gerakan tersebut disampaikan ke *primary motor cortex* oleh *premotor cortex*. Apabila terjadi pengulangan gerakan, maka stimulasi tersebut akan tersimpan pada *premotor cortex*.

- *Cerebellum*/ Otak kecil yang terletak di bagian belakang kepala memiliki fungsi penting dalam control posisi tubuh, keseimbangan, gerakan tubuh, serta koordinasi otot.
- Batang otak terdiri dari *Mesencephalon*/ Otak tengah, *Medulla Oblongata*, dan *Pons*. Batang otak mengatur fungsi dasar dari manusia seperti proses pernapasan, pencernaan, denyut jantung, dan suhu tubuh.

- *Mesencephalon*

Otak Tengah terletak pada bagian *rostral* pada batang otak meliputi *tectum* dan *tegmentum*. Otak tengah memiliki peranan dalam hal visualisasi, auditori, gerakan mata, serta gerakan tubuh. Bagian *anterior* pada *mesencephalon* memiliki tangkai otak yang berperan vital dalam hal fungsi motorik

- *Medulla Oblongata*

*Medulla Oblongata* merupakan bagian terbesar pada batang otak dan menghubungkan otak dengan *spinal cord*. *Medulla Oblongata* berfungsi untuk menjaga fungsi vital pada tubuh seperti detak jantung, tekanan darah, pencernaan dan pernapasan.

- *Pons*

*Pons* merupakan penghubung antara *cerebellum* dengan batang otak. *Pons* memiliki peran dalam kontrol motorik dan analisis sensorik. Selain itu, *pons* memiliki bagian penting pada tingkat kesadaran. Beberapa struktur pada *pons* memiliki ikatan dengan otak kecil yang terlibat dengan gerakan serta postur pada tubuh

## 2.2. EEG

Aktivitas pada otak manusia dapat dianalisa dengan mengamati sinyal EEG/ kelistrikan pada otak.

### 2.2.1. Sinyal EEG

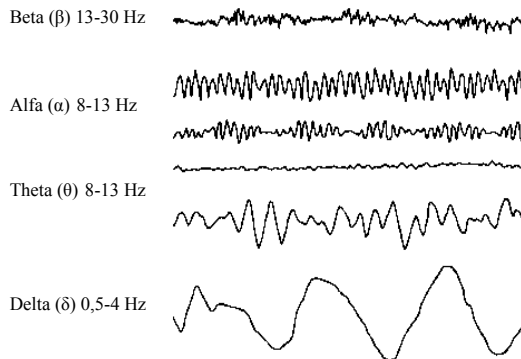
Sinyal EEG dapat diukur dengan cara menempatkan elektroda secara *non-invasive* pada kulit kepala atau secara *invasive* pada korteks.

Amplitudo sinyal EEG pada subjek normal memiliki rentang 10-200  $\mu\text{V}$  menggunakan elektroda pada kulit kepala.

### 2.2.2. Jenis Gelombang Sinyal EEG

Berdasarkan rentang frekuensi, gelombang pada otak manusia dibedakan menjadi 5, yaitu *delta* (0-4 Hz), *teta* (4-8 Hz), *alpha* (8-13 Hz), *beta* (13-30 Hz), dan *gamma* (30-70 Hz) <sup>[2]</sup> seperti pada Gambar 2.2.

- Gelombang *delta* memiliki rentang frekuensi 0-4 Hz dengan amplitudo cukup besar sekitar 75-200  $\mu\text{V}$  dan menunjukkan koherensi kuat di seluruh permukaan kulit kepala. Gelombang delta sering ditemui saat subjek tidur nyenyak (*Deep Sleep*) atau proses yang tidak normal.
- Gelombang *teta* memiliki rentang frekuensi 4-8 Hz dengan amplitudo yang cukup tinggi berbentuk gigi gergaji. Gelombang ini dapat terjadi saat subjek berada pada kondisi emosi atau kondisi kognitif lainnya. Pada anak-anak, gelombang ini berperan penting pada masa pertumbuhan. Pada orang dewasa, aktivitas gelombang *teta* yang tinggi merujuk pada ketidaknormalan aktivitas atau kelainan pada otak.



**Gambar 2. 2** Karakteristik Sinyal EEG<sup>[6]</sup>

- Gelombang *alpha* memiliki rentang frekuensi 8-13 Hz. Gelombang ini dominan pada bagian posterior kepala dan dapat diamati saat subjek sedang dalam keadaan rileks dengan mata

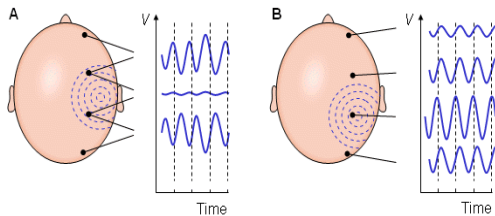
- tertutup dan bersumber pada bagian lobus occipital.
- Gelombang *beta* memiliki rentang frekuensi lebih luas pada 13-30 dengan amplitudo yang lebih rendah dibandingkan dengan gelombang *alpha*. Gelombang *beta* menunjukkan tingkat konsentrasi subjek yang meningkat/ keadaan fokus. Gelombang *beta* akan meningkat terutama saat subjek dalam keadaan fokus memperhatikan sesuatu
- Gelombang *gamma* memiliki rentang frekuensi 30-70 Hz dan dapat ditemukan hampir diseluruh bagian otak. Gelombang ini berkaitan dengan pengolahan informasi serta daya ingat seseorang

### 2.2.3. Perekaman Sinyal EEG

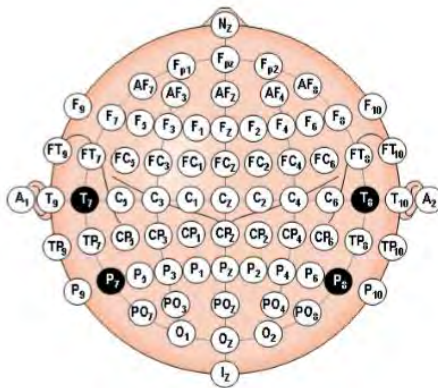
Perekaman sinyal EEG merupakan perekaman beda potensial listrik pada scalp kepala manusia. Beda potensial direkam dengan menggunakan elektroda yang dapat membaca arus *ionic* pada permukaan kulit kepala dan mengubah menjadi arus listrik pada kabel konduktor. Perekaman sinyal EEG dengan metode *invasive* dapat dilakukan dengan menggunakan elektroda khusus sejenis jarum yang ditanam pada permukaan otak melalui operasi. Sedangkan dengan metode *non-invasive*, perekaman sinyal EEG dapat dilakukan dengan menggunakan elektroda yang dipasang pada *scalp*. Elektroda yang digunakan pada scalp dibedakan menjadi *dry electrode* dan *wet electrode*.

Terdapat dua cara dalam pengambilan data beda potensial yaitu dengan konfigurasi *unipolar* dan *bipolar* seperti pada Gambar 2.3. Pada konfigurasi *unipolar*, tegangan referensi yang digunakan adalah satu titik sebagai tegangan referensi. Biasanya titik yang digunakan adalah pada cuping telinga (A1/A2). Sedangkan pada konfigurasi *bipolar*, dua elektroda diletakkan pada titik yang diinginkan pada *scalp*, kemudian kedua elektroda tersebut dihubungkan dengan *amplifier*.

Proses perekaman sinyal EEG tidak lepas dari teknik pemasangan elektroda yang tepat pada *scalp* kepala. Terdapat dua konfigurasi yang umum digunakan dalam pemasangan elektroda EEG sesuai standar internasional yaitu EEG 10-20 dan EEG 10-10 seperti pada Gambar 2.4. Pada sistem internasional 10-20, terdapat 21 titik yang dapat digunakan tersebar pada seluruh *scalp*



**Gambar 2. 3** Konfigurasi Bipolar (kiri) dan Konfigurasi Unipolar (kanan)<sup>[6]</sup>



**Gambar 2. 4** Sistem internasional EEG 10-10 dan 10-20 (biru) <sup>[6]</sup>

kepala. Konfigurasi system EEG 10-20 merupakan konfigurasi paling umum digunakan karena lebih sederhana dan cukup memberikan informasi penting mengenai aktivitas motorik dan sensorik pada otak. Sedangkan pada sistem internasional 10-10, terdapat 128 titik yang dapat digunakan. Konfigurasi 10-10 lebih sering digunakan untuk analisa lebih rinci mengenai sinyal EEG di titik spesifik pada kepala.

### 2.3. *Motor Imagery dan Motor Execution*

*Motor Imagery* merupakan representasi dari proses kognitif saat subjek membayangkan sebuah gerakan dengan anggota gerak tubuhnya dalam pikiran tanpa menggerakkan anggota gerak tubuhnya. Sedangkan *motor execution* merupakan proses eksekusi motorik atau menggerakkan anggota gerak tubuh sesungguhnya.

Pada saat terjadi *motor imagery*, beberapa studi menunjukkan bahwa sistem *cortical sensorimotor* akan aktif. Pada eksperimen lain, selama eksekusi gerakan dan pengimajinasian beberapa area motorik pada otak seperti *Premotor Cortex*, *Cerebellum*, *Premotor Cortex*, *Supplementary Motor Area (SMA)*, *basal ganglia* terlihat terdapat aktivitas. Pada sistem EEG 10-20, beberapa area motorik pada otak seperti *Supplementary Motor Area*, *Prefrontal Area*, dan *Premotor Cortex* ketika terjadi *Motor Execution* maupun *Motor Imagery* direpresentasikan oleh beberapa titik seperti C3, C4, CZ, C1, C2, FC3, FC4, P1, P2, F1, F2

Pemanfaatan bidang medis, motor imagery dapat dimanfaatkan terutama pada pasien yang memiliki keterbatasan fisik akibat *stroke*, cedera, amputasi. Pada studi yang membandingkan fisioterapi konvensional dengan fisioterapi yang dikombinasikan dengan latihan *motor imagery* dari tangan pada pasien stroke subacute hingga kronis menunjukkan peningkatan lebih besar pada fungsi tangan apabila terdapat proses pelatihan *motor imagery*. Selain itu, *Motor Imagery* diketahui memiliki kaitan erat dengan pelemahan amplitudo dalam domain waktu pada gelombang *alfa* dan *beta*, sering dikenal dengan *Event Related Desynchronization*. Informasi mengenai *Event Related Desynchronization* maupun *Event Related Synchronization* dapat dimanfaatkan pada teknologi BCI (*Brain Computer Interface*). *Channel* yang digunakan pada beberapa studi mengenai ekstraksi *Motor Imagery* berdasarkan sistem EEG internasional 10-20 adalah titik C3 dan C4.

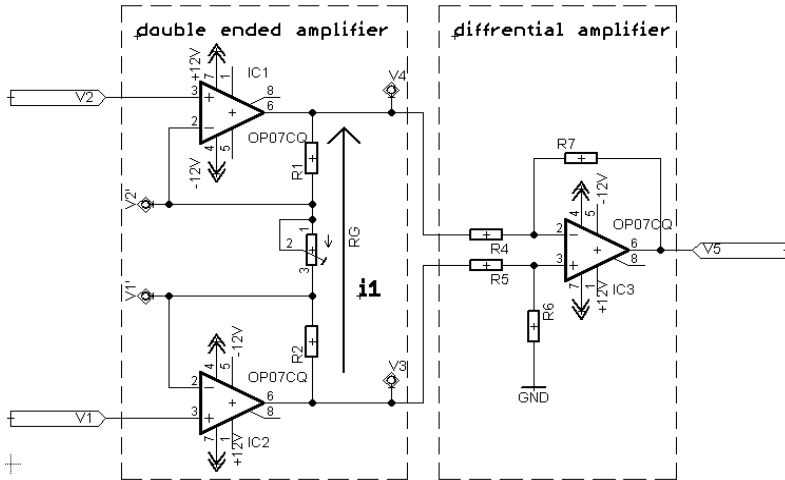
## **2.4. Instrumentasi EEG**

Instrumenasi EEG terdiri dari beberapa bagian yang terdiri dari rangkaian penguat instrumenasi, rangkaian filter, rangkaian penguat tak membalik, rangkaian penguat isolasi, dan rangkaian penjumlah tak membalik

### **2.4.1. Rangkaian Penguat Instrumenasi**

#### **2.4.1.1. Teori rangkaian penguat instrumenasi**

Penguat instrumenasi adalah penguat differensial dengan impedansi input yang tinggi dan output tunggal. Penguat instrumenasi banyak digunakan untuk memperkuat sinyal differensial yang sangat kecil. Penguat instrumenasi memiliki resistor feedback/ umpan balik internal yang terisolasi dari terminal input secara efektif.



**Gambar 2.5** Rangkaian Penguat Instrumenasi<sup>[15]</sup>

eksternal sebagai penghubung antara terminal output dengan terminal input untuk mendapatkan penguatan loop tertutup.

Penguat instrumenasi memiliki sebuah parameter penting yaitu *Common Mode Rejection Ratio (CMRR)*. CMRR merupakan tingkat reduksi sinyal yang sama pada kedua sisi input. Secara teori, CMRR dituliskan sebagai perbandingan antara penguat differensial dengan penguat *common*. Idealnya, sebuah penguat instrumenasi memiliki CMRR tak hingga. Pada kenyataannya, CMRR pada op-amp berkisar antara 40-200 dB. Sinyal noise masuk pada sisi input dengan amplitudo yang sama, sehingga dengan nilai CMRR yang tinggi, sinyal noise akan semakin kecil. Saat sinyal masukan pada input negatif sama dengan input positif, maka idealnya tegangan keluarannya sama dengan nol volt.

Rangkaian penguat instrumenasi terdiri dari dua buah rangkaian yaitu rangkaian *double ended amplifier* dan penguat differensial seperti pada Gambar 2.5.

Dapat dianalisa seperti berikut dengan asumsi tegangan V1 lebih positif dari V2. Karena adanya karakteristik *virtual ground* pada op-amp, maka

$$V'_1 = V_1, V'_2 = V_2$$



Adanya beda potensial antara V1 dan V2 menimbulkan arus  $i_1$  yang mengalir antara V3 dan V4,

$$i_1 = \frac{V_1 - V_2}{RG} \quad (2.1)$$

$$V_3 - V_4 = i_1 \cdot (R_1 + R_2 + RG) \quad (2.2)$$

Dari Persamaan (2.1) dan (2.2), maka jika disubstitusi menjadi,

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{R_1 + R_2 + RG}{RG} \quad (2.3)$$

Jika nilai  $R_1 = R_2 = R$ , maka Persamaan (2.3) menjadi

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{2R}{RG} + 1 \quad (2.4)$$

Output dari rangkaian *double ended amplifier* adalah input bagi penguat rangkaian diffrential, persamaan pada penguat diffrential dapat dituliskan:

$$V_5 = V_5|_{V_3} + V_5|_{V_4} \quad (2.5)$$

$$V_5|_{V_3} = \left( \frac{R_7}{R_4} + 1 \right) \cdot \left( \frac{R_6}{R_5 + R_6} \cdot V_3 \right) \quad (2.6)$$

$$V_5|_{V_4} = - \left( \frac{R_7}{R_4} \cdot V_4 \right) \quad (2.7)$$

Dari Persamaan (2.5), (2.6), dan (2.7), maka

$$V_5 = \left[ \left( \frac{R_7}{R_4} + 1 \right) \cdot \left( \frac{R_6}{R_5 + R_6} \cdot V_3 \right) \right] - \left[ \frac{R_7}{R_4} \cdot V_4 \right] \quad (2.8)$$

Jika  $R_4 = R_5 = R_6 = R_7 = R$ , dari Persamaan (2.8) menjadi:

$$V_5 = V_3 - V_4 \quad (2.9)$$

Persamaan (2.9) kembali disubstitusikan dengan Persamaan (2.4) untuk mendapatkan hubungan input-ouput dari penguat instrumenasi:

$$V_5 = \left( \frac{2R}{RG} + 1 \right) \cdot (V_1 - V_2) \quad (2.10)$$

#### 2.4.1.2. IC INA128

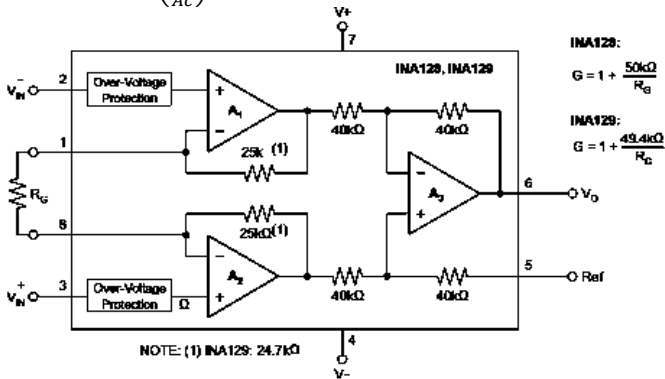
INA128 merupakan IC penguat instrumenasi yang dibuat berdasarkan rangkaian penguat instrumenasi 3 op-amp seperti pada Gambar 2.6.

IC penguat instrumenasi ini memiliki spesifikasi yang sangat baik sebagai sebuah penguat instrumenasi. IC ini memerlukan resistor eksternal  $R_G$  untuk mengatur penguatan dengan rentang 1 hingga 10000 kali. Persamaan untuk menghitung penguatan didapatkan berdasarkan nilai resistansi resistor eksternal  $R_G$  :

$$G = 1 + \frac{50K}{R_G} \quad (2.11)$$

Selain itu, parameter lain yang penting digunakan dalam penggunaan perangkat instrumenasi adalah *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR). CMRR adalah rasio penguatan saat mode differensial ( $A_d$ ) dengan penguatan saat mode *common* ( $A_c$ ). Persamaan untuk menghitung CMRR adalah :

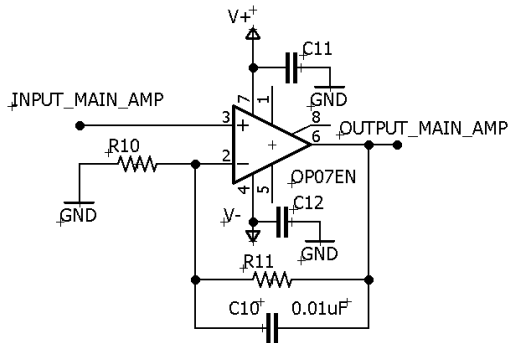
$$CMRR = 20 \cdot \log_{10} \left( \frac{A_d}{A_c} \right) \quad (2.12)$$



**Gambar 2. 6** Perbandingan IC INA128 dengan 3 op-amp<sup>[9]</sup>

#### 2.4.2. Rangkaian penguat tak membalik

Rangkaian penguat tak membalik berfungsi untuk menguatkan amplitudo tegangan tanpa membalik polaritas tegangan seperti pada Gambar 2.7. Sehingga tegangan keluaran dari rangkaian memiliki



**Gambar 2. 7** Rangkaian Penguat tak Membalik polaritas yang sama dengan tegangan masukannya. Penguatan dari rangkaian ini didapatkan dari perbandingan  $R_f$  dan  $R_i$ .

Dengan  $R_f = R_{11}$  dan  $R_i = R_{10}$ , didapatkan persamaan tegangan keluar dari persamaan :

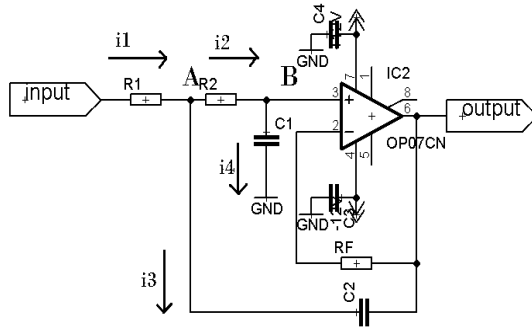
$$V_o = \left(1 + \frac{R_{11}}{R_{10}}\right) \cdot V_i \quad (2.13)$$

### 2.4.3. Filter Analog

Sinyal EEG memiliki amplitudo yang sangat kecil sehingga sangat rentan terhadap interferensi sinyal lain. Oleh karena itu, sinyal-sinyal interferensi tersebut perlu diredam dengan menggunakan rangkaian filter. Filter digunakan untuk melewatkan sinyal dengan range frekuensi tertentu dan meredam sinyal di luar batas frekuensi yang telah ditentukan. Proses filtering terhadap sinyal berfrekuensi tinggi dapat meredam interferensi dari sinyal jala-jala listrik serta distorsi dari sinyal otot. Sedangkan proses filtering pada frekuensi lebih rendah digunakan untuk meredam interferensi dari pergerakan elektroda serta komponen DC. Proses filtering menggunakan rangkaian analog terdiri atas *low pass filter*, *high pass filter*, dan *notch filter*.

#### 2.4.3.1 Low Pass Filter

*Low pass filter* berfungsi meredam sinyal dengan frekuensi tinggi diatas frekuensi *cutoff* dan melewatkan sinyal di bawah frekuensi *cutoff*. Desain rangkaian yang digunakan pada gambar 2.8 sebagai *low pass filter* adalah *butterworth* orde 2.



**Gambar 2. 8** Rangkaian *Low Pass Filter* -40dB/dec

Tegangan output diumpankan balik pada titik masukan negatif melalui RF dari pada titik A melalui C2. Idealnya tegangan antara selisih terminal input op-amp adalah nol, sehingga tegangan output juga sama dengan tegangan pada input negatif dan input positif opamp.

Hukum kirchoff 1 (hukum arus) pada titik A dan pada titik B adalah:

Pada titik A:  $i_1 = i_2 + i_3$

Pada titik B:  $i_2 = i + i_4 = i_4$

Tegangan  $V_o$  sama dengan  $V_B$  sehingga:

$$i_4 = \frac{V_B}{\frac{1}{j\omega C_1}} = V_B \cdot j \cdot \omega \cdot C_1 = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.14)$$

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{R_2} = \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.15)$$

$$i_2 = i_4 = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.16)$$

$$\frac{V_A - V_o}{R_2} = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.17)$$

$$V_A = V_o + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.18)$$

$$i_3 = \frac{V_A - V_o}{\frac{1}{j\omega C_2}} = (V_A - V_o) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 \quad (2.19)$$

$$i_3 = (V_o + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o - V_o) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 \quad (2.20)$$

$$i_3 = -\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.21)$$

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.22)$$

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_O + (-\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_O) \quad (2.23)$$

$$V_i = V_A + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_O - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_O \quad (2.24)$$

$$V_i = V_O [1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot (R_1 + R_2)] \quad (2.25)$$

Sehingga,

$$\frac{V_O}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot (R_1 + R_2)} \quad (2.26)$$

Pada LPF -40db/dec bahwa pada  $\omega = \omega_c$  maka nilai penguatan

$$\left| \frac{V_O}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$$

Dan sudut padanya sama dengan  $-90^\circ$ . Supaya menghasilkan sudut  $+90^\circ$  maka nilai  $1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 = 0$  atau

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.27)$$

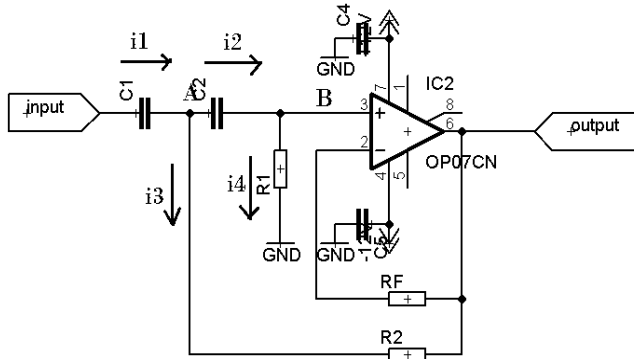
Dengan nilai  $R_1 = R_2 = R$  dan  $C_1 = C_2 = C$ , maka penurunan rumus untuk mencari *frekuensi cutoff* dari filter *low pass* adalah :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.28)$$

### 2.4.3.2 High Pass Filter

*High pass filter* berfungsi meredam sinyal dengan frekuensi rendah dibawah frekuensi *cutoff* dan melewatkan sinyal di atas frekuensi *cutoff*. Desain rangkaian yang digunakan pada gambar 2.9 sebagai *high pass filter* adalah *butterworth* orde 2.

Tegangan output ( $V_O$ ) simpan balikkan pada titik masukkan negatif melalui RF dan pada titik A melalui R2. Jika op-amp ideal maka tegangan selisih antara input positif dan negatif op-amp adalah nol volt, sehingga tegangan  $V_O$  sama dengan input positif dan sama dengan negatif op-amp.



**Gambar 2. 9** Rangkaian *High Pass Filter* -40 dB/dec

Hukum kirchoff I yang berlaku pada titik A dan B adalah:

Pada titik A:  $i_1 = i_2 + i_3$

Pada titik B:  $i_1 = i + i_4 = i_4$

Tegangan  $V_o$  sama dengan tegangan  $V_B$  sehingga:

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{\frac{1}{j\omega C_2}} = j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot (V_A - V_o) \quad (2.29)$$

$$i_4 = \frac{V_B}{R_1} = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.30)$$

$$i_2 = i_4 \quad (2.31)$$

$$(V_A - V_o) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.32)$$

$$V_A = V_o + \frac{V_o}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} \quad (2.33)$$

$$i_1 = \frac{V_i - V_A}{\frac{1}{j\omega C_1}} = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot (V_i - V_A) \quad (2.34)$$

$$i_1 = \left( V_i - V_o - \frac{V_o}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j \cdot \omega \cdot C_1 \quad (2.35)$$

$$i_3 = \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.36)$$

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.37)$$

$$\frac{Vi-VA}{R_1} = j. \omega. C_1 . Vo + (-\omega^2. C_1. C_2 . R_2. Vo) \quad (2.38)$$

$$Vi = VA + j. \omega. C_1 . Vo - \omega^2. C_1. C_2 . R_2. Vo \quad (2.39)$$

$$Vi = Vo[1 - \omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2 + j. \omega. C_1. (R_1 + R_2)] \quad (2.40)$$

$$\left( Vi - Vo - \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} \right) . j. \omega. C_1 = (VA - Vo) . j. \omega. C_2 + \frac{VA - Vo}{R_2} \quad (2.41)$$

$$\frac{\left( Vi - Vo - \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} \right) . j. \omega. C_1}{\frac{Vo + \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} - Vo}{R_2}} = \left( Vo + \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} - Vo \right) . j. \omega. C_2 + \frac{Vo}{R_2} \quad (2.42)$$

$$\left( Vi - Vo - \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} \right) = \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} + \frac{Vo}{-\omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2} \quad (2.43)$$

$$Vi = Vo + \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} + \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} - \frac{Vo}{\omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2} \quad (2.44)$$

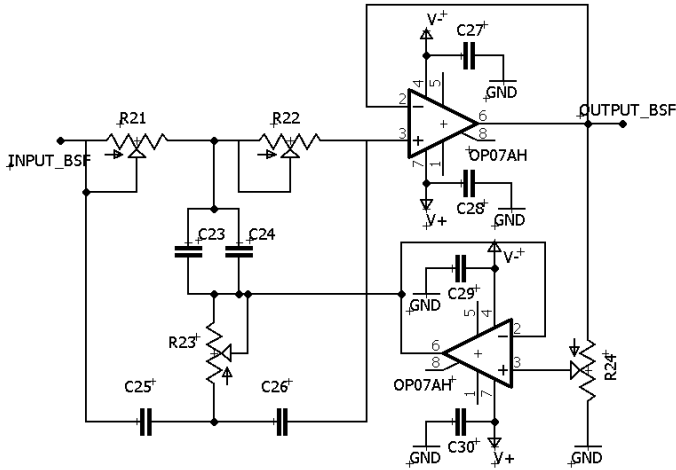
$$Vi = Vo \left[ 1 - \frac{Vo}{\omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2} + \frac{1}{j. \omega. R_1} \left( \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \right] \quad (2.45)$$

$$\frac{Vo}{Vi} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2} - \frac{1}{j. \omega. R_1} \left( \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)} \quad (2.46)$$

Pada saat  $\omega=\omega_c$  maka nilai penguatan  $\left| \frac{Vo}{Vi} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$  dan sudut phasanya  $+90^\circ$ . Supaya menghasilkan nilai sudut phasa seperti itu maka nilai sudut pada penyebut Persamaan (2.46) sama dengan  $-90^\circ$  maka nilai  $1 - \frac{1}{\omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2} = 0$  atau  $\omega_c = -\frac{1}{\sqrt{C_1. C_2 . R_1. R_2}}$  (2.47)

Dengan  $C_1=C_2=C$  dan  $R_1=R_2=R$ , maka penurunan rumus untuk menentukan frekuensi *cutoff* dari filter *high pass* adalah :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.48)$$



**Gambar 2. 10** Rangkaian *Twin T Notch Filter*

#### 2.4.3.3 Notch Filter

*Notch filter* berfungsi meredam sinyal dengan rentang frekuensi tertentu dan melewati sinyal dengan frekuensi diluar rentang frekuensi tersebut. Gambar 2.10 menunjukkan gambar rangkaian *notch filter* dengan konfigurasi *Twin T Notch Filter*. Penurunan rumus untuk menentukan frekuensi resonansi dari *notch filter* adalah :

$$f_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\left(\frac{1}{C_{25}} + \frac{1}{C_{26}}\right)}{C_{23} \cdot C_{24} \cdot R_{21} \cdot R_{22}}} \quad (2.49)$$

$$f_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{C_{25} \cdot C_{26} \cdot R_{23} \cdot (R_{21} + R_{22})}} \quad (2.50)$$

#### 2.4.4. Isolation Amplifier

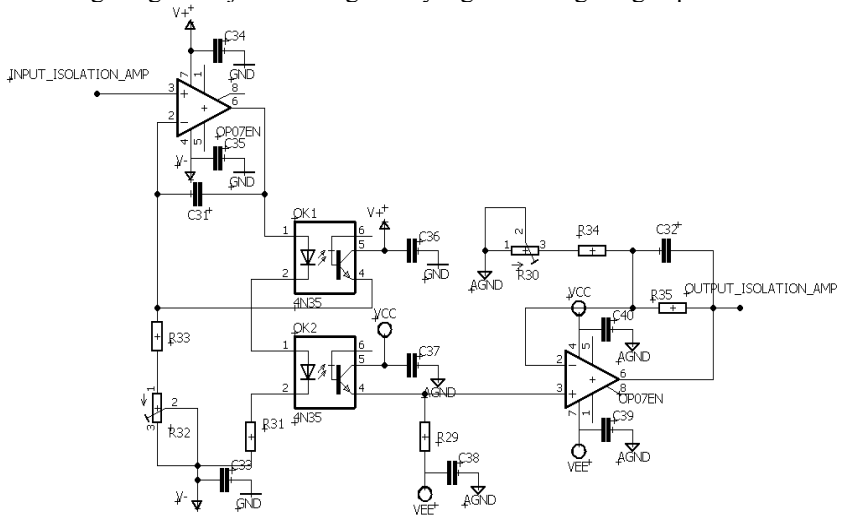
*Isolation amplifier* berfungsi sebagai proteksi subjek selama pengukuran sinyal EEG berlangsung. Aturan untuk pengukuran sinyal EEG cukup ketat dimana arus yang boleh melewati subjek harus kurang dari 10uA. Pada setiap rangkaian instrumen, arus bocor akibat ketidaksempurnaan isolasi power supply oleh transformer kerap terjadi. Apabila arus bocor cukup tinggi dan melewati tubuh subjek, maka bukan tidak mungkin hal yang tidak diinginkan dapat terjadi karena arus yang



mematikan tersebut. Oleh karena itu, arus yang melewati tubuh subjek harus diatur agar berada pada rentang nilai tertentu. Solusi utama untuk mengatasi permasalahan tersebut adalah dengan memanfaatkan electrical insulation.

*Isolation amplifier* berfungsi sebagai proteksi subjek selama pengukuran sinyal EEG berlangsung. Aturan untuk pengukuran sinyal EEG cukup ketat dimana arus yang boleh melewati subjek harus kurang dari 10uA. Pada setiap rangkaian instrumen, arus bocor akibat ketidaksempurnaan isolasi power supply oleh transformer kerap terjadi. Apabila arus bocor cukup tinggi dan melewati tubuh subjek, maka bukan tidak mungkin hal yang tidak diinginkan dapat terjadi karena arus yang mematikan tersebut. Oleh karena itu, arus yang melewati tubuh subjek harus diatur agar berada pada rentang nilai tertentu. Solusi utama untuk mengatasi permasalahan tersebut adalah dengan memanfaatkan electrical insulation seperti pada Gambar 2.11.

Rangkaian *electrical insulation* memiliki impedansi tinggi serta arus bocor yang rendah antara kedua rangkaian yang dipisahkan. Dalam hal ini, kedua rangkaian yang terpisah adalah rangkaian instrumen yang terhubung dengan subjek dan rangkaian yang terhubung dengan peralatan



**Gambar 2. 11** Rangkaian *Isolation Amplifier*

monitoring seperti PC. Rangkaian insulation ini melindungi penguat terhadap tegangan tinggi yang dapat melewati subjek. Dalam pemanfaatannya, rangkaian *electrical insulation* dapat menggunakan optical insulation dengan *photocoupler* atau *magnetic insulation* dengan *transformer*.

#### 2.4.5. Rangkaian Adder

Rangkaian *adder* memiliki fungsi sebagai penaik level tegangan dari suatu sinyal seperti pada Gambar 2.12. Sinyal masukan yang akan dinaikkan tegangannya ditambah dengan tegangan DC sebagai *offset* sehingga tegangan keluarannya berupa tegangan input yang telah ditambahkan dengan tegangan offset tersebut. Proses penambahan ini penting mengingat sinyal EEG memiliki

nilai negative yang tidak dapat diproses oleh ADC pada Mikrokontroler. Sehingga, diperlukan adanya penambahan tegangan DC agar sinyal dapat dikonversi sepenuhnya menjadi sinyal digital.

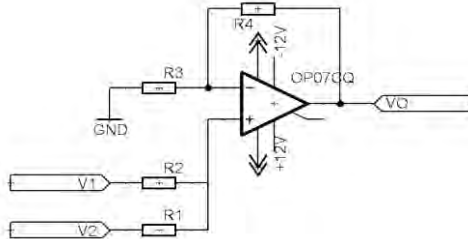
Untuk analisa dari rangkaian penjumlah dapat ditulis:

$$V_o = V_o|_{V_1} + V_o|_{V_2} \quad (2.51)$$

$$V_o|_{V_1} = \left[ \frac{R_1}{R_1 + R_2} \cdot V_1 \right] \cdot \left[ \frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.52)$$

$$V_o|_{V_2} = \left[ \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_2 \right] \cdot \left[ \frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.53)$$

Jika nilai  $R_1=R_2=R_3=R_4=R$ , maka Persamaan (2.54) adalah outputnya.



**Gambar 2. 12** Rangkaian *Adder Amplifier*

$$V_o = V_1 + V_2 \quad (2.54)$$

## 2.5. Filter Digital

Filter digital memiliki karakteristik yang menyerupai filter analog, dimana ripple pada passband serta *attenuation* pada *stopband* menjadi penentu. Filter digital dan filter analog hanya dibedakan oleh respon kerja filter digital yang lebih tinggi. Pada filter digital, transition band diantara passband dan *stopband* dapat dibuat seceram mungkin. Filter digital bekerja dengan data digital, dimana data baru diambil dari periode sampling sinyal analog. Keadaan diskrit tersebut menyebabkan sampel data diindekskan dengan urutan angka seperti sampel 1, 2, 3 dan seterusnya. Secara umum, terdapat dua tipe filter digital yang sering digunakan, yaitu *non recursive* (FIR) dan *recursive* (IIR).

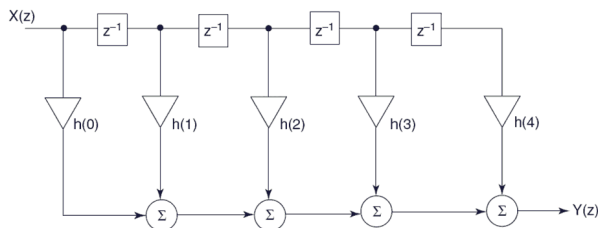
- *Finite Impulse Response (FIR) Filter*

Perancangan FIR Filter bergantung pada koefisien  $h(n)$  dari filter FIR yang dikuantisasi dengan nilai respon impuls dari fungsi transfer frekuensi  $H(f)$ . Dengan kata lain, impuls respon tersebut adalah transformasi Fourier diskrit (*Discrete Fourier Transform, DFT*) dari  $H(f)$ . Setiap filter FIR memenuhi persamaan :

$$y(n) = h(k) * x(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n - k) \quad (2.55)$$

dimana  $h(k)$  merupakan rangkaian koefisien filter dan  $x(n-k)$  merupakan rangkaian data masukan pada filter.

Sebagai contoh, konvolusi pada domain waktu adalah ekuivalen dengan perkalian pada domain frekuensi. Peredaman pada domain frekuensi dapat dilakukan dengan perkalian seluruh



**Gambar 2. 13** FIR Filter Orde 4

komponen frekuensi pada bagian pass band dengan nilai 1, sedangkan pada stopband dengan nilai 0.

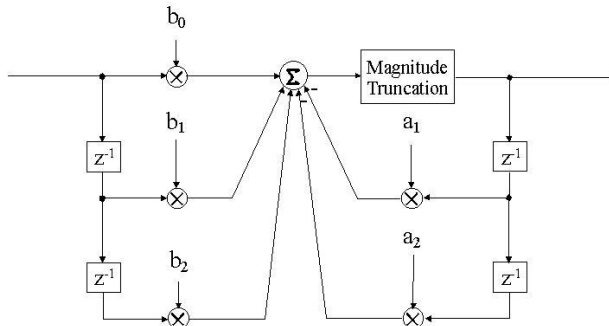
- *Recursive (IIR)*

Filter digital tipe IIR berbeda dengan filter FIR yang hanya memiliki zero tanpa pole. Filter IIR memiliki bagian counter analog tradisional seperti *Butterworth* dan *Chebyshev*. Filter disebut IIR karena respons impulsnya yang dapat diperpanjang tanpa batasan waktu, karena filter ini bersifat rekursif dengan menggunakan *feedback* atau umpan balik.

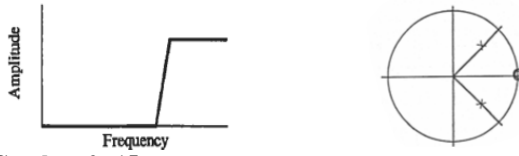
Pada umumnya, filter IIR diimplementasikan dengan dua *pole* yang sering disebut *biquad* sebab filter ini bias dijelaskan dengan rumus *biquadratic* dalam domain  $z$ . Biquad dasar pada filter IIR ditunjukkan pada gambar 2.14, dimana *zero* dibentuk dari koefisien umpan maju  $b_0$ ,  $b_1$ , dan  $b_2$ . Sedangkan *pole* dibentuk dari koefisien umpan balik  $a_1$  dan  $a_2$ .

$$y(n) = \sum_{k=0}^M b_k x(n-k) - \sum_{k=1}^N a_k y(n-k) \quad (2.56)$$

Perumusan filter digital secara umum adalah memberikan peningkatan pada fungsi transfer  $H(z)$  yang mengandung polinomial dalam *numerator* (nilai yang dibagi) dan *denominator* (pembagi). Berdasarkan persamaan 2.56, akar dari *denominator* menentukan lokasi *pole* dari suatu filter, sedangkan akar dari *numerator* menentukan lokasi *zero*.



**Gambar 2. 14** IIR Filter Orde 2



**Gambar 2. 15** Karakteristik peredaman HPF dan plot pole-zero pada bidang z

▪ *High Pass Filter*

Filter *high pass* meredam komponen sinyal dibawah frekuensi *cutoff*. Karakteristik redaman pada HPF serta plot pole-zero pada bidang z ditunjukkan pada gambar 2.15.

Dari plot polze-zero pada bidang z seperti pada gambar 2.15, didapatkan persamaan transfer function sebagai berikut,

$$H(z) = \frac{(z-1)(z-1)}{(z-re^{j\theta})(z-re^{-j\theta})} \quad (2.57)$$

$$H(z) = \frac{z^2 - 2z + 1}{z^2 - 2re^{j\theta}ze^{-j\theta} + r^2e^{j\theta}e^{-j\theta}} \quad (2.58)$$

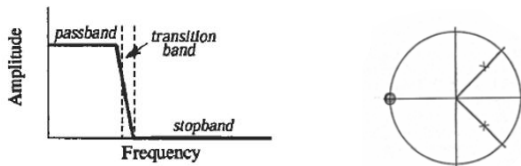
$$H(z) = \frac{1 - 2Z^{-1} + Z^{-2}}{1 - 2r\cos\theta Z^{-1} + r^2Z^{-2}} \quad (2.59)$$

Sehingga, didapatkan persamaan beda,

$$y[n] = x[n] - 2x[n-1] + x[n-2] + 2r\cos\theta y[n-1] - r^2y[n-2] \quad (2.60)$$

▪ *Low Pass Filter*

Filter *high pass* meredam komponen sinyal dibawah frekuensi *cutoff*. Karakteristik redaman pada LPF serta plot pole-zero pada bidang z ditunjukkan pada gambar 2.16.



**Gambar 2. 16** Karakteristik peredaman LPF dan plot pole-zero pada bidang z

Dari plot pole-zero pada bidang z seperti pada gambar 2.16, didapatkan persamaan transfer function sebagai berikut,

$$H_{(Z)} = \frac{(Z+1)(Z+1)}{(Z-re^{j\theta})(Z-re^{-j\theta})} \quad (2.61)$$

$$H_{(Z)} = \frac{Z^2+2Z+1}{Z^2-2re^{j\theta}re^{-j\theta}Z+r^2e^{j\theta}e^{-j\theta}} \quad (2.62)$$

$$H_{(Z)} = \frac{1+2Z^{-1}+Z^{-2}}{1-2r\cos\theta Z^{-1}+r^2Z^{-2}} \quad (2.63)$$

Sehingga, didapatkan persamaan beda,

$$y[n] = x[n] + 2x[n-1] + x[n-2] + 2r\cos\theta y[n-1] - r^2y[n-2] \quad (2.64)$$

#### ■ *Notch Filter*

Filter *notch* meredam sinyal dengan frekuensi tertentu pada daerah frekuensi resonansi. Karakteristik redaman pada LPF serta plot pole-zero pada bidang z ditunjukkan pada gambar 2.17.

Dari plot pole-zero pada bidang z seperti pada gambar 2.17, didapatkan persamaan transfer function sebagai berikut,

$$H_{(Z)} = \frac{(Z-e^{j\theta})(Z-e^{-j\theta})}{(Z-re^{j\theta})(Z-re^{-j\theta})} \quad (2.65)$$

$$H_{(Z)} = \frac{Z^2-2\cos\theta Z+1}{Z^2-2r\cos\theta Z+r^2} \quad (2.66)$$

$$H_{(Z)} = \frac{1-2\cos\theta Z^{-1}+Z^{-2}}{1-2r\cos\theta Z^{-1}+r^2Z^{-2}} \quad (2.67)$$

Sehingga, didapatkan persamaan beda,

$$y[n] = x[n] - 2\cos\theta x[n-1] + x[n-2] + 2r\cos\theta y[n-1] - r^2y[n-2] \quad (2.68)$$



**Gambar 2. 17** Karakteristik peredaman Notch Filter dan plot pole-zero pada bidang z

## 2.6. Mikrokontroler ARM

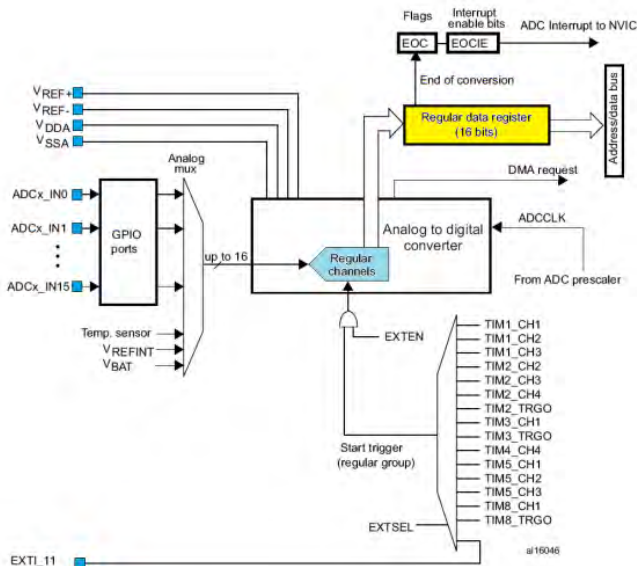
Mikrokontroler yang digunakan adalah modul STM32F4 Discovery berbasis mikroprosesor STM32F407VGT6 berarsitektur ARM 32 bit. Mikrokontroler ini memiliki banyak fitur yang dapat digunakan seperti, I/O, ADC, *Timer*, DMA. Kecepatan *clock* modul ini sangat tinggi mencapai 168 MHz. Kecepatan yang tinggi tersebut dapat dimanfaatkan untuk menyelesaikan rutin program yang panjang dalam waktu singkat.

### 2.6.1. Analog-to-Digital Converter

Modul STM32F4 Discovery memiliki 3 ADC, dimana setiap ADC memiliki resolusi yang dapat diatur mulai dari 6 bit hingga 12 bit.

Terdapat 16 *channel* yang dapat digunakan sebagai input sinyal analog, serta tiga *channel* tambahan untuk pengukuran tegangan referensi, suhu *chip*, serta tegangan baterai seperti pada Gambar 2.15. Resolusi dari tiap bit ADC dapat dihitung dengan persamaan :

$$Resolution = \frac{V_{ref}}{2^n - 1}$$



**Gambar 2. 18** Sistem ADC STM32F407<sup>[13]</sup>

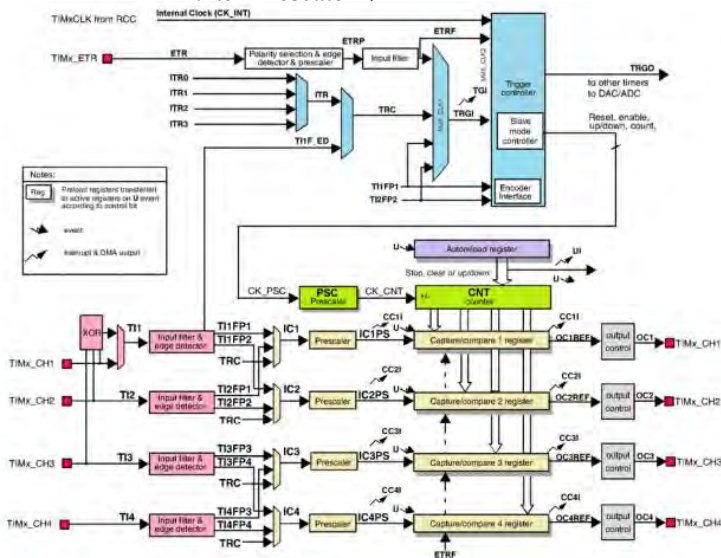
dimana  $V_{ref}$  adalah tegangan referensi dan  $n$  adalah jumlah bit ADC. Dibawah ini adalah diagram blok dari ADC pada Mikrokontroler STM32F407. ADC memasukkan data hasil konversi sinyal analog pada *register* data regular (ADCx\_DR), dimana  $x$  adalah indeks dari ADC yang digunakan (1, 2, atau 3). Untuk mempercepat waktu konversi, dapat digunakan fitur DMA (*Direct Memory Address*) pada Mikrokontroler.

### 2.6.2. Timer

STM32F407 memiliki beberapa *timer* yang dapat digunakan seperti pada Gambar 2.16. Salah satu *Timer* 32 bit adalah *Timer* 2 yang terhubung pada APB1 bus yang memiliki *clock* maksimum 30 MHz. Namun terdapat internal PLL = 2 sehingga *clock* pada *Timer* 2 dapat menjadi 60 MHz. Salah satu yang perlu diperhatikan dalam menggunakan *timer* adalah *clock* inputnya. *Timer* digunakan sebagai penghitung aktu dimana nilai dari *timer* akan naik/turun di setiap periode, maka *register* pada timer perlu diatur agar frekuensinya sesuai dengan frekuensi yang dibutuhkan.

Persamaan untuk mengatur frekuensi pada timer 2 adalah :

$$\text{Frequency Max} = \frac{\text{Clock Timer 2}}{\text{Timer Prescaler} + 1}$$



Gambar 2. 19 Sistem Timer STM32F407<sup>[13]</sup>



$$Frequency = \frac{Frequency\ Max}{Timer\ Period + 1}$$

## 2.7 Analisa Domain Frekuensi

*Discrete Fourier Transform* digunakan untuk mentransformasi sinyal input yang masih dalam domain waktu menjadi sinyal dengan domain frekuensi. Hasil dari operasi DFT berguna untuk analisis spektrum frekuensi dari sinyal EEG. Persamaan *Discrete Fourier Transform* dapat dinyatakan sebagai berikut

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-\frac{j2\pi kn}{N}}, 0 \leq k \leq N-1$$

Parameter yang dapat diperoleh dari domain frekuensi adalah *Mean Power Frequency (MPF)*. MPF merupakan hasil dari penjumlahan bobot magnitudo pada setiap frekuensi dibagi dengan jumlah amplitudo. MPF dirumuskan sebagai berikut.

$$MPF = \frac{\sum_{i=1}^{N/2} f[i].mag[i]}{\sum_{i=1}^{N/2} mag[i]}$$

## 2.8 Kursi Roda Jet 3 Ultra

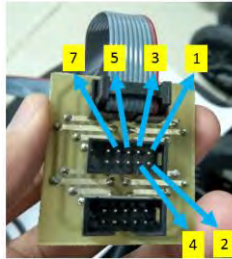
Kursi roda Jet 3 Ultra adalah kursi roda elektrik yang diproduksi oleh Pride Mobility Product Corporation, Amerika Serikat. Kursi roda bisa mencapai kecepatan hingga 6,44 km/h. Dalam sekali *charge*, kursi roda ini bisa digunakan sampai 17.7 km atau sebesar 11 mil. Jet 3 Ultra ini mampu menahan beban hingga 130 kg. Kekurangan dari kursi roda ini adalah memiliki beban yang berat pada perangkatnya. Ada dua baterai dengan massa masing-masing baterai 11 kg, tempat duduk dengan massa sebesar 19 kg, dan tubuh kursi roda seberat 41,74 kg.

Untuk menggerakkan kursi roda Jet 3 ultra ini, terdapat beberapa pin yang harus dihubungkan dengan PWM. Setiap pin memiliki fungsi untuk menggerakkan kursi roda ke arah tertentu. Selain pin, *ground* kursi roda juga harus dihubungkan dengan *ground* sumber PWM. Dalam penelitian kali ini, kursi roda mendapatkan PWM dari mikrokontroler STM32F4 *Discovery*. Untuk pin VCC, apabila kursi roda mendapatkan *supply* tegangan dari luar, maka pin VCC ini harus dihubungkan. Namun apabila

kursi roda mendapatkan *supply* dari aki kursi roda itu sendiri, pin VCC ini tidak perlu dihubungkan

SPECIFICATIONS	
Weight capacity	136 kg (300 lbs.)
Maximum speed	Up to 6.44 km/h (4 mph)
Ground clearance	7 cm (2.75")
Turning radius	50.80 cm (20")
Overall length	102.87 cm (40.5")
Overall width	57.15 cm (22.5")
Wheels	Drive: 25.4 cm (10") pneumatic or solid
Front anti-tips	15.24 cm (6") solid
Rear castors	20.32 cm (8") solid
Suspension	Active-Trac <sup>®</sup>
Drive train	Two-motor, mid-wheel drive
Braking system	Intelligent braking (electronic, regenerative disc, park brake)
Standard electronics	50 amp, PG VSI controller
Specialty controls	N/A
Battery charger	Off-board, 3 amp (standard)
Per-charge range	Up to 17.7 km (11 miles)
Battery requirements	(2) 12 volt, deep cycle
Battery size	32 AH
Battery weight	11 kg (24.5 lbs.) each
Base weight	41.74 kg (92 lbs.)
Standard seat weight	19 kg (42.5 lbs.) (high-back)
Std. seat dimensions	46 cm x 46 cm (18" x 18")
Warranty	2-year limited

**Gambar 2.20** Spesifikasi kursi roda listrik Jet 3 Ultra<sup>[15]</sup>



**Gambar 2.21** Konfigurasi pin kursi roda Jet 3 Ultra

**Tabel 2.1** Konfigurasi pin kursi roda listrik Jet 3 Ultra

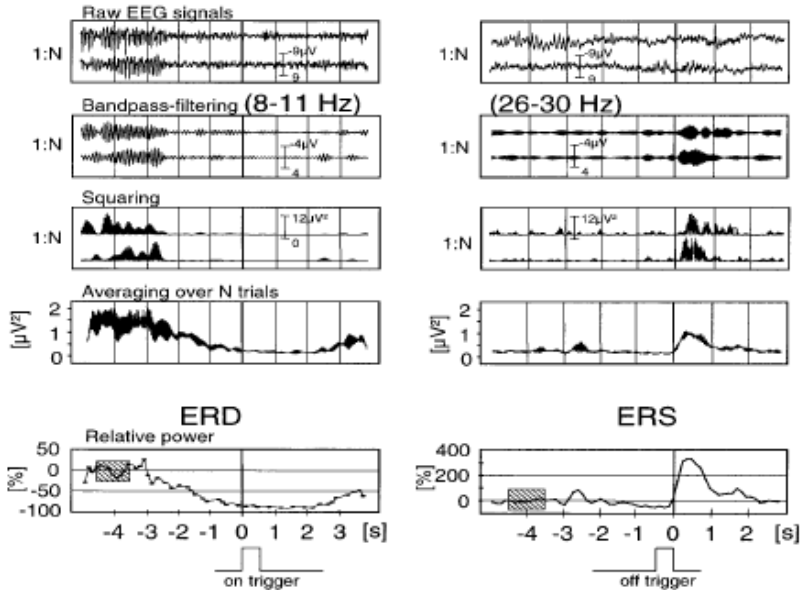
Pin	Fungsi	Keterangan
1	Vcc	Tegangan 5 volt
2	Belok roda kiri	Belok kiri, input 0 – 2,5 volt Belok kanan, input 2,5 – 5 volt
3	Ground	
4	Maju roda kiri	Mundur, input 0 – 2,5 volt Maju, input 2,5 – 5 volt
5	Maju roda kanan	Mundur, input 0 – 2,5 volt Maju, input 2,5 – 5 volt
7	Belok roda kanan	Belok kiri, input 0 – 2,5 volt Belok kanan, input 2,5 – 5 volt

## 2.9 Event Related Desynchronization / Event Related Synchronization (ERD/ERS)

Event Related Desynchronization / Event Related Synchronization (ERD/ERS) adalah fenomena yang merepresentasikan perubahan yang spesifik pada frekuensi dari aktivitas EEG. ERD adalah kondisi dimana *band power* sinyal EEG berkurang dan ERS menyatakan kondisi dimana *band power* sinyal EEG bertambah. Dari EEG yang terekam, ditentukan waktu sebagai referensi (R) dan waktu saat sebuah *event* (A) dilakukan. Setelah nilai A dan R didapat, nilai ERD/ERS dihitung dengan rumus berikut

$$\frac{(A - R)}{R} \times 100\%$$

Apabila nilai dari perhitungan di atas bernilai negatif, maka *event* tersebut mengalami ERD, dan apabila perhitungan di atas bernilai positif, maka *event* mengalami ERS



**Gambar 2.22** Penghitungan ERD/ERS

## **BAB III**

### **PERANCANGAN SISTEM**

Bab ini membahas mengenai perancangan sistem EEG baik secara *hardware* maupun *software* untuk mengidentifikasi gerakan kiri dan kanan pada otak berdasarkan *motor imagery* pada sinyal EEG.

Instrumenasi EEG yang dirancang pada tugas akhir ini menggunakan sistem unipolar dengan 2 *channel*. Pada masing-masing *channel* terdapat 3 buah input berupa *channel input* yang dipasang di titik C3 dan C4 pada *scalp* kepala, *channel reference* yang dipasang di titik A2 pada cuping telinga, dan *channel common* yang dipasang di titik FPZ pada dahi kepala. Instrumenasi EEG dihubungkan dengan PC melalui Mikrokontroler menggunakan Serial Port. Hasil dari sinyal EEG yang terekam dianalisis lebih lanjut di PC untuk menggerakkan kursi roda.

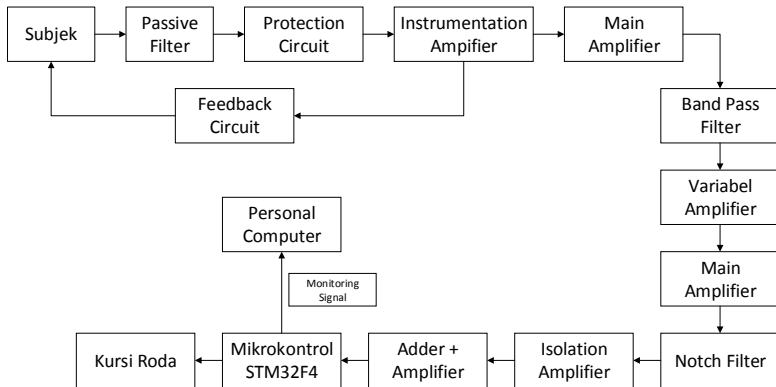
#### **3.1. Diagram Blok Sistem**

Secara umum, sistem terdiri dari perangkat keras dan perangkat lunak. Perangkat keras berupa sistem instrumenasi EEG dan Mikrokontroler STM32F407VG serta kursi roda elektrik. Sedangkan perangkat lunak terdiri dari program berupa filter digital, analisa sinyal dalam domain frekuensi (DFT), dan penghitungan ERD/ERS.

Perangkat keras pada sistem terdiri atas blok-blok rangkaian yang berfungsi sebagai penguat, filter, dan komunikasi dengan PC. Perangkat keras pada sistem adalah sebagai berikut

- *Passive Filter*  
Blok rangkaian filter pasif berfungsi memotong sinyal frekuensi tinggi dan melewatkan sinyal dengan frekuensi rendah di bawah frekuensi *cut-off* sebesar 160 Hz.
- *Protection Circuit*  
Blok rangkaian proteksi berfungsi sebagai pembatas tegangan yang masuk ke rangkaian instrumenasi sehingga *range input* dari rangkaian instrumenasi adalah -9 Volt hingga +9 Volt.
- *Instrumentation Amplifier*  
Blok rangkaian ini berfungsi sebagai penguat sinyal EEG tahap pertama sebesar 11x dan meminimalisir *noise* dengan memberikan *feedback* ke tubuh subjek melalui rangkaian *common mode rejection*.

- *Main Amplifier*  
Blok *main amplifier* digunakan untuk menguatkan sinyal tahap kedua setelah *instrumentation amplifier* sebesar 57x.
- *Band Pass Filter*  
Blok filter *band pass* terdiri dari *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* sebesar 70 Hz dan *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 0.23 Hz. Sehingga blok ini berfungsi melewatkan sinyal dengan rentang frekuensi 0.23-70 Hz saja dan meredam sinyal diluar rentang tersebut.
- *Variable Amplifier*  
Blok amplifier ini digunakan sebagai penguat sinyal tahap 3 yang penguatannya dapat diatur dengan resistor variabel. *Variable Amplifier* dibutuhkan karena setiap subjek memiliki karakteristik sinyal EEG yang berbeda-beda.
- *Notch Filter*  
Blok *notch filter* digunakan untuk meredam sinyal frekuensi jala-jala sebesar 50 Hz.
- *Isolation Amplifier*  
Blok rangkaian *isolation amplifier* digunakan sebagai isolasi antara sistem instrumenasi dengan PC. *Isolation* memiliki peran untuk mencegah adanya arus balik yang berbahaya bagi subjek.
- *Adder Amplifier*  
Blok rangkaian *adder amplifier* digunakan untuk menaikkan *level* tegangan sinyal EEG sebelum diakuisisi oleh Mikrokontroler.
- STM32F407VG  
Mikrokontroler STM32F407VG berbasis ARM digunakan sebagai penghubung antara instrumenasi EEG dengan PC, serta pemroses sinyal untuk mengendalikan FES.
- Perangkat lunak pada PC  
Pada PC, perangkat lunak digunakan untuk mendeteksi *motor imagery*. Terdapat sub program filter digital, DFT, FFT, STFT, dan CWT pada perangkat lunak pada PC.
- Kursi roda elektrik  
Kursi roda akan menerima perintah dari mikrokontrol STM32F4 yang mendapatkan input dari EEG. Kursi roda akan bergerak sesuai perintah kursi roda yang mendapatkan input dari EEG



**Gambar 3. 1** Diagram Blok Sistem

### 3.2. Perancangan Perangkat Keras

#### 3.2.1. *Passive Filter*

Filter pasif merupakan rangkaian paling awal pada rangkaian instrumenasi EEG. Filter pasif ini berupa *low pass filter* orde 1 dengan frekuensi cut-off 100 Hz. Filter pasif ini berfungsi meredam sinyal dengan frekuensi tinggi diatas 160 Hz, karena setiap rangkaian penguat operasional memiliki parameter *Gain Bandwidth*. Sesuai dengan teori *Gain Bandwidth*, penguatan yang dihasilakan akan berkurang seiring dengan frekuensi yang semakin tinggi. Oleh karena itu filter pasif diletakkan sebelum penguat instrumenasi untuk mengurangi pengaruh karakteristik tersebut.

#### 3.2.2. *Protection Circuit*

Rangkaian proteksi dengan menggunakan dioda pada rangkaian instrumenasi EEG diletakkan sebelum rangkaian penguat instrumenasi. Rangkaian proteksi ini berfungsi untuk membatasi sinyal input yang dapat masuk ke rangkaian istrumentasi sebesar 9V dan -9V. Ketika tegangan input lebih besar dari 9V atau lebih kecil dari -9V, maka diode akan aktif secara otomatis sehingga tegangan input pada kaki (+) dan (-) instrumenasi adalah  $\pm 9V$ .

#### 3.2.3. *Instrumentation Amplifier*

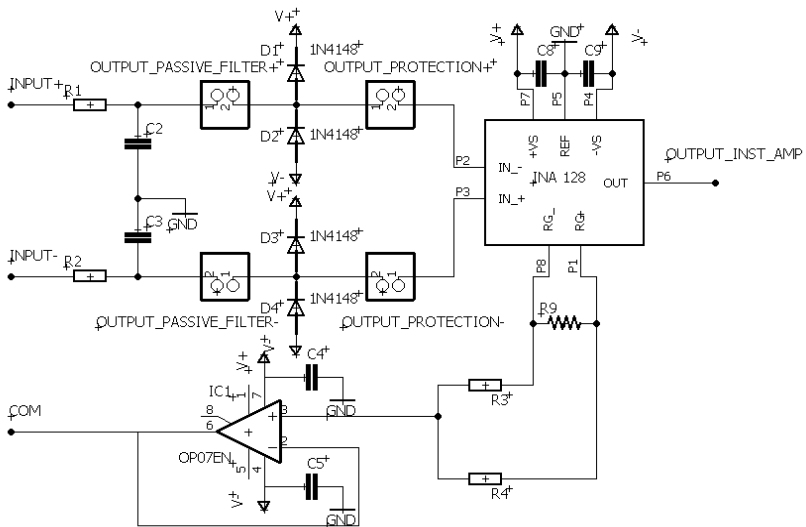
Secara keseluruhan, rangkaian *instrumentation amplifier* ini terdiri dari 2 blok utama.

Blok pertama adalah IC INA128 yang berfungsi sebagai penguat instrumen. CMRR pada IC ini mencapai 100 dB saat penguatan  $G=10$ . IC penguat instrumen ini dipilih karena memiliki spesifikasi yang sangat baik dan karakteristik yang tepat untuk sinyal EEG dibanding IC penguat instrumen lainnya.

Penguatan pada penguat instrumenasi ini dirancang tidak terlalu besar yaitu sekitar 11 kali. Penguatan tidak dapat diatur terlalu besar akibat komponen DC<sup>[9]</sup>. Berdasarkan persamaan 2.11, apabila  $R_G = 5K$ , dapat dihitung penguatan sebagai berikut

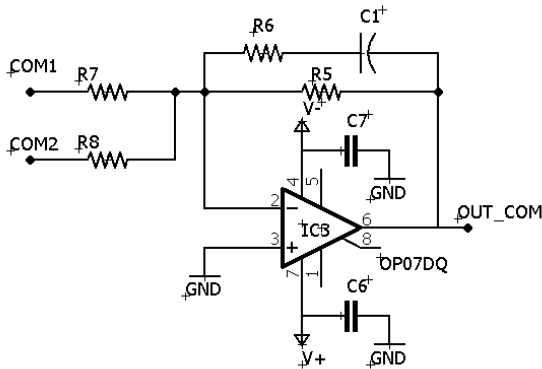
$$G = 1 + \frac{50K}{5K} = 11 \times$$

Blok kedua adalah rangkaian yang dikenal sebagai *common mode rejection* untuk mengurangi *noise* dengan memberikan *feedback* ke tubuh subjek. Rangkaian ini memberikan tegangan ke permukaan kulit untuk meminimalisir interferensi *common mode* pada tubuh dan menguatkan sinyal.



**Gambar 3. 2** Rangkaian Penguat Instrumenasi





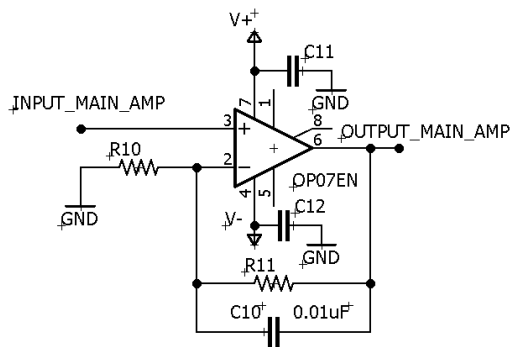
**Gambar 3. 3** Rangkaian *Common Mode Rejection*

### 3.2.4. *Main Amplifier*

Sinyal EEG memiliki amplitudo yang sangat kecil. Setelah melalui rangkaian penguat instrumentasi dengan penguat sekitar 10 kali, sinyal keluarannya masih terlalu kecil, memiliki banyak *noise*, dan belum mencukupi untuk analisa dan pengambilan data. Sehingga sinyal EEG perlu dikuatkan dengan penguatan *multi-stage*.

Apabila  $R_i = R_{10}$  bernilai 1K dan  $R_f = R_{11}$  sebesar 56K, maka berdasarkan persamaan 2.13, didapatkan penguatan pada *main amplifier* sebesar 57 kali

$$Gain = \left( \frac{56k}{1k} + 1 \right) = 57 \times$$



**Gambar 3. 4** Rangkaian *Non-Inverting Main Amplifier*

Selain berfungsi sebagai penguat, pada blok rangkaian ini terdapat kapasitor C12 bernilai 100 nF yang bersama resistor R11 bernilai 56K dapat berfungsi sebagai *low pass filter* orde satu untuk meredam sinyal diatas 100Hz.

### 3.2.5. *Band Pass Filter*

Blok rangkaian *band pass filter* terdiri dari *low pass filter* dengan frekuensi cutoff 70 Hz dan *high pass filter* dengan frekuensi cutoff 0.23 Hz.

#### 3.2.5.1. *Low Pass Filter*

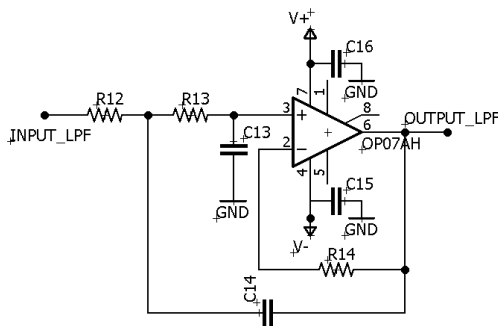
Rangkaian LPF yang dirancang adalah filter *butterworth* order 2 dengan topologi Sallen-Key. Rangkaian ini berfungsi mereduksi sinyal dari interferensi gelombang RF dan menghindari *anti-aliasing* saat proses sampling sinyal.

Rentang frekuensi tertinggi dari sinyal EEG secara keseluruhan diwakili oleh gelombang gamma dengan band frekuensi sekitar 36-70 Hz. Berdasarkan persamaan (2.15), jika nilai  $C_{13} = C_{14} = 330$  nF, dan frekuensi cutoff adalah 70 Hz, maka dapat dihitung nilai resistansi  $R_{12} = R_{13} = R$ :

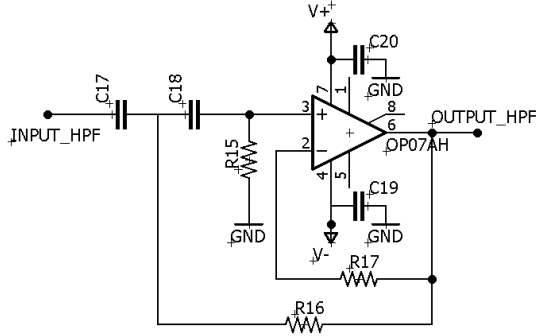
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_{13} \cdot C_{14} \cdot R_{12} \cdot R_{13}}}$$

$$70 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{330\text{nF} \cdot 330\text{nF} \cdot R \cdot R}}$$

$$R_{12} = R_{13} = R = 6.8\text{k}$$



**Gambar 3. 5** Rangkaian *Low Pass Filter* -40 dB/dec



**Gambar 3. 6** Rangkaian *High Pass Filter* -40 dB/dec

### 3.2.5.2. High Pass Filter

Rangkaian HPF yang dirancang adalah filter *butterworth* order 2 dengan topologi Sallen-Key. Rangkaian ini berfungsi mereduksi sinyal dari interferensi sinyal listrik otot dan sinyal DC *drift* berfrekuensi rendah. Rentang frekuensi terendah dari sinyal EEG secara keseluruhan diwakili oleh gelombang delta dengan *band* frekuensi sekitar 0.5-4 Hz. Berdasarkan persamaan (2.18), jika nilai  $C_{17} = C_{18} = 100$  nF, dan frekuensi *cutoff* adalah 0.23 Hz, maka dapat dihitung nilai resistansi  $R_{15} = R_{16} = R$ :

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_{17} \cdot C_{18} \cdot R_{15} \cdot R_{16}}}$$

$$0.23 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{100\text{nF} \cdot 100\text{nF} \cdot R \cdot R}}$$

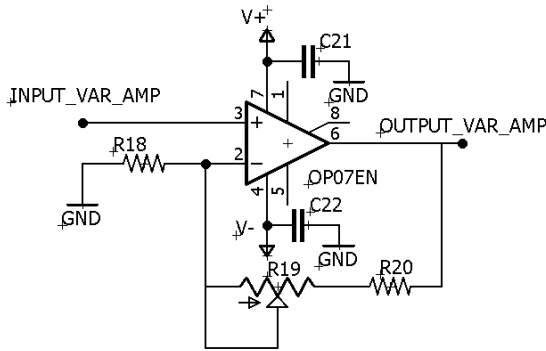
$$R_{15} = R_{16} = R = 6.8\text{M}$$

### 3.2.6. Variable Amplifier

Blok rangkaian *variable amplifier* berfungsi sebagai penguat tahap akhir pada rangkaian agar sinyal EEG memiliki amplitudo yang cukup untuk proses *sampling* dengan ADC. Hal ini perlu dilakukan karena subjek yang berbeda memiliki *range* sinyal EEG yang berbeda pula. Resistor variabel pada rangkaian berfungsi agar penguatan yang dihasilkan dapat disesuaikan dan dikontrol sesuai subjek.

Berdasarkan persamaan (2.13), sinyal EEG pada blok ini dikuatkan dengan penguatan berbeda.

$$V_o = \left( \frac{R_{19} + R_{20}}{R_{18}} + 1 \right) \cdot V_i$$



**Gambar 3. 7** Rangkaian *Non-Inverting Variable Amplifier*

Penguatan dengan resistansi  $R_f = R_{19}$  minimum = 1k

$$\text{Gain minimum} = \left( \frac{1}{1} + 1 \right) = 2 \times$$

Penguatan dengan resistansi  $R_f = R_{19}$  minimum = 99k

$$\text{Gain maximum} = \left( \frac{99}{1} + 1 \right) = 100 \times$$

### 3.2.7. *Notch Filter*

Rangkaian *Notch Filter* berfungsi mereduksi sinyal yang berasal dari interferensi jala-jala berfrekuensi 50Hz. Rangkaian *notch filter* dirancang dengan konfigurasi Twin-T dengan frekuensi resonansi 50 Hz.

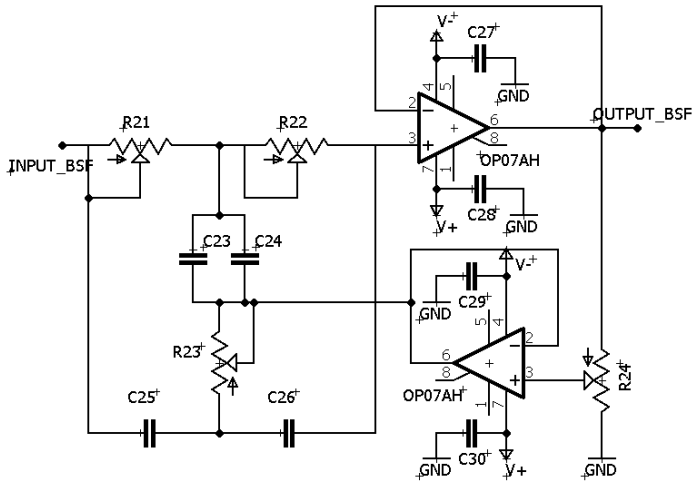
Berdasarkan persamaan (2.19) dan (2.20), jika nilai  $C_{23} = C_{24} = C_{25} = C_{26} = C = 100 \text{ nF}$ , dan frekuensi resonansi adalah 50 Hz, maka dapat dihitung nilai resistansi  $R_{21}$ ,  $R_{22}$ , dan  $R_{23}$ , dimana  $R_{21} = R_{22} = R$

$$f_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\left( \frac{1}{C_{25}} + \frac{1}{C_{26}} \right)}{C_{23} \cdot C_{24} \cdot R_{21} \cdot R_{22}}}$$

$$50\text{Hz} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\left( \frac{1}{100\text{nF}} + \frac{1}{100\text{nF}} \right)}{100\text{nF} \cdot 100\text{nF} \cdot R \cdot R}}$$

Sehingga,  $R_{21} = R_{22} = R = 31.93\text{k}$

$$f_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{C_{25} \cdot C_{26} \cdot R_{23} \cdot (R_{21} + R_{22})}}$$



**Gambar 3. 8** Rangkaian *Notch Filter*

$$50 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{100nF \cdot 100nF \cdot R_{23} \cdot (31.93k + 31.93k)}}$$

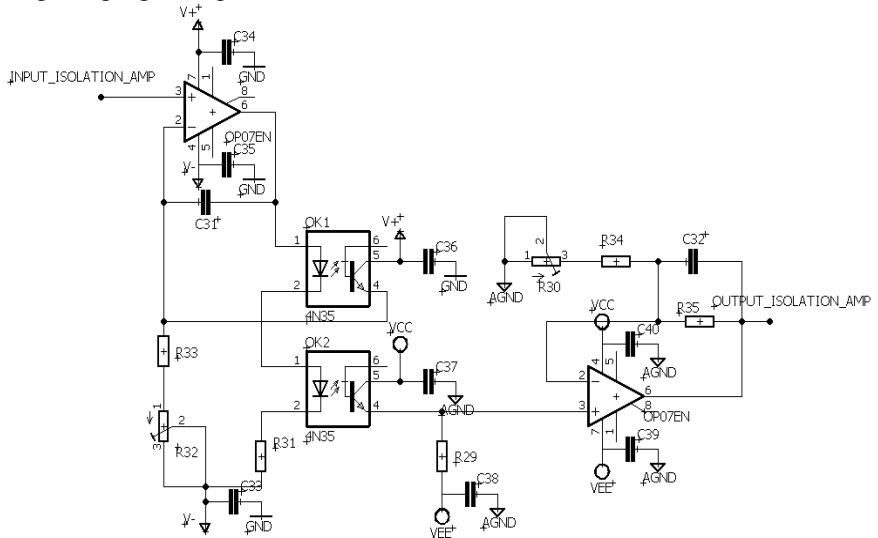
Sehingga,  $R_{23} = 15.91k$

### 3.2.8. *Isolation Amplifier*

Rangkaian *isolation amplifier* merupakan rangkaian isolasi antara EEG dengan PC agar subjek aman dari kemungkinan adanya arus balik. Desain rangkaian *isolation amplifier* yang digunakan adalah optical insulation. Rangkaian ini memanfaatkan 2 buah *optocoupler* untuk mentransmisikan sinyal antara kedua rangkaian secara terpisah.

Pada desain rangkaian dibawah, IC *optocoupler* OK2 bertindak sebagai pengisolasi elektrik antara kedua rangkaian yang terpisah dengan memanfaatkan transmisi optik dari *optocoupler*. *Optocoupler* 4N35 adalah komponen yang tidak linear akibat pemanfaatan peralatan optik seperti LED yang merupakan komponen non-linear. Oleh sebab itu, diperlukan kompensasi berupa penggunaan *optocoupler* lain OK1 sebagai *feedback* dan sekaligus sebagai pengoreksi ketidak-linearan. Pada desain rangkaian terdapat op-amp sebagai penerima sinyal output dan penerima sinyal *feedback* dari OK1. Sedangkan op-amp kedua pada konfigurasi

*amplifier* digunakan untuk kalibrasi sinyal agar besar tegangan input sama dengan tegangan output.

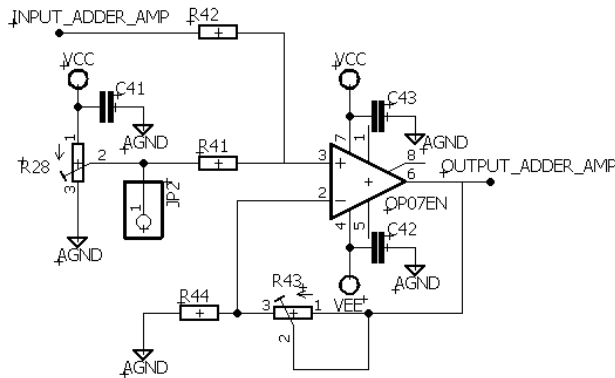


**Gambar 3. 9** Rangkaian *Isolation Amplifier*

### 3.2.9. *Non-Inverting Adder Amplifier*

Rangkaian *Adder Amplifier* berfungsi menambah *level* tegangan sinyal EEG agar mencukupi untuk proses *sampling* dengan ADC. Rangkaian *adder* ini berada di bagian akhir sebelum proses *sampling* ADC oleh Mikrokontroler STM32F407VG. *Range* dari ADC internal Mikrokontroler STM32F407VG adalah 0-3.3V.

Sehingga diperlukan adanya rangkaian *adder amplifier* untuk menambahkan sinyal *offset* sebesar 2 Volt agar sinyal EEG dapat terekam dari puncak atas hingga puncak bawah. Selain itu, penguatan pada rangkaian ini diatur sebesar 1x. Sehingga besar tegangan keluaran dari rangkaian ini sama dengan tegangan input dengan besar tegangan *offset* 2Volt.



**Gambar 3. 10** Rangkaian *Adder Amplifier*

### 3.3. Perancangan Perangkat Lunak

#### 3.3.1. Perancangan Perangkat Lunak pada Mikrokontroler

Modul Mikrokontroler ARM STM32F4 diprogram menggunakan platform CooCox IDE untuk mengubah data sinyal analog dari rangkaian instrumenasi EEG menjadi data digital dengan memanfaatkan ADC internal. Pada pemrograman akuisisi data, terdapat beberapa fitur yang digunakan seperti ADC, GPIO, *Timer*, *Direct Memory Access*, dan USART. Resolusi ADC yang digunakan sebesar 12 bit dengan tegangan referensi sebesar 3.3 Volt. Sehingga Resolusi ADC tiap bit didapatkan dengan persamaan

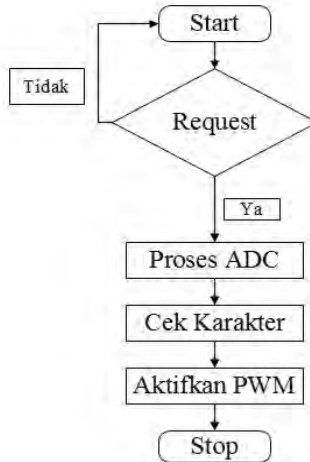
$$Resolution = \frac{V_{ref}}{2^{12} - 1} = \frac{3300 \text{ mV}}{4095} = 0.80586 \text{ mV/bit}$$

Pada USART diperlukan pin GPIO yang digunakan sebagai GPIO\_Mode\_AF untuk USART. Besar nilai *baudrate* yang digunakan adalah 115200 bps dan transfer data 8N1, yaitu wordlength 8 bit, *no parity*, 1 *stop bit*. Pada konfigurasi timer, terdapat *timer prescaler* dan *timer period* yang diatur untuk mendapatkan *clock* yang sesuai kebutuhan. *Timer prescaler* digunakan untuk membagi *clock* dengan persamaan

$$Frequency \text{ Max} = \frac{Clock \text{ Timer } 2}{Timer \text{ Prescaler} + 1}$$

dimana *Frequency Max* adalah 1 MHz dan *Clock Timer 2* sebesar 84 MHz.

*Timer period* berfungsi untuk mengatur frekuensi *sampling* sebesar 200 Hz. *Timer period* dapat dihitung dengan persamaan



**Gambar 3. 11** Diagram Alir Mikrokontroler

$$Frequency = \frac{Frequency\ Max}{Timer\ Period + 1}$$

dimana *frequency* diatur sebesar 200 Hz sesuai dengan kebutuhan frekuensi *sampling*.

```

TIM_TimeBaseStructure.TIM_Prescaler = 84 - 1; //84MHz jadi 1MHz
TIM_TimeBaseStructure.TIM_Period = 5000 - 1; //1MHz jadi 100Hz
  
```

Dari diagram alir, Mikrokontroler akan mengirimkan data ADC melalui komunikasi serial dengan PC apabila terdapat request dari PC. Jika terdapat *request* untuk pengiriman data, maka akan terdapat indikator berupa LED pada Mikrokontroler yang menyala dan data ADC mulai dikirimkan terus menerus melalui komunikasi serial hingga request untuk berhenti dikirim oleh PC dan indikator mati. Berikut adalah penjelasan rinci mengenai sub program pada perangkat lunak Mikrokontroler.



### 3.3.2. Perancangan Perangkat Lunak pada PC

- Pengambilan Data

Pengambilan data dilakukan dengan request data ke Mikrokontroler dengan mengirimkan karakter 'B'. Setelah Mikrokontroler menerima karakter 'b', maka indikator LED menyala dan Mikrokontroler mulai mengirimkan data hasil konversi ADC melalui komunikasi serial.

```
comport1.open;  
comport1.WriteStr('B');
```

Data yang diterima dari Mikrokontroler berupa buffer berukuran 6 bit. Str[1] adalah start bit ditandai dengan 'd', pada str[2], str[3], str[4], dan str[5] terdapat 2 buah data ADC didalamnya yaitu data sinyal EEG channel 1 dan channel 2, serta str[6] berupa stop bit ditandai dengan 'g'. Sehingga perlu adanya pemisahan data dan konversi data menjadi tegangan.

```
ch1:=(((100*ord(str[2]))+(ord(str[3]))/4095*3.3)-adder)/gain; //adder = 2; gain = 11.1*53.7*40  
ch2:= (((100*ord(str[4]))+(ord(str[5]))/4095*3.3)-adder)/gain; //adder = 2; gain = 11.1*53.7*40
```

- Filter Digital

- *High Pass Filter*

Filter high pass dirancang agar mampu memfilter komponen DC serta sinyal dengan frekuensi dibawah frekuensi *cutoff* yang dirancang, yakni 8 Hz. Filter *high pass* dirancang dengan orde 3 seperti berikut :

```
cb_hp0 0.777246521400201  
cb_hp1 -2.33173956420060  
cb_hp2 2.33173956420060  
cb_hp3 -0.777246521400201  
db_hp0 2.49860834469118  
db_hp1 -2.11525412700316  
db_hp2 0.604109699507275
```

filter HPF orde 3 bisa dirumuskan sebagai berikut:

$$\text{hpf1}[n] := \text{cb\_high}[0] * \text{lpf1}[n] + \text{cb\_high}[1] * \text{lpf1}[n-1] + \text{cb\_high}[2] * \text{lpf1}[n-2] + \text{cb\_high}[3] * \text{lpf1}[n-3] + \text{db\_high}[1] * \text{hpf1}[n-1] + \text{db\_high}[2] * \text{hpf1}[n-2] + \text{db\_high}[3] * \text{hpf1}[n-3];$$

○ *Low Pass Filter*

Filter *low pass* dirancang agar mampu memfilter sinyal dengan frekuensi tinggi diatas frekuensi *cutoff* yang dirancang, yakni 12 Hz. Filter *low pass* dirancang dengan orde 3 seperti berikut:

$$\begin{aligned} \text{cb\_lpf0} & 0,0047505236109809 \\ \text{cb\_lpf1} & 0,01425157083294 \\ \text{cb\_lpf2} & 0,01425157083294 \\ \text{cb\_lpf3} & 0,004750523610981 \\ \text{db\_lpf0} & 2,25008508172639 \\ \text{db\_lpf1} & -1,75640138178595 \\ \text{db\_lpf2} & 0,468312111171712 \end{aligned}$$

maka persamaan filter *low pass* dapat diperoleh

$$\text{lpf1}[n] := \text{cb\_low}[0] * \text{data1}[n] + \text{cb\_low}[1] * \text{data1}[n-1] + \text{cb\_low}[2] * \text{data1}[n-2] + \text{cb\_low}[3] * \text{data1}[n-3] + \text{db\_low}[1] * \text{lpf1}[n-1] + \text{db\_low}[2] * \text{lpf1}[n-2] + \text{db\_low}[3] * \text{lpf1}[n-3];$$

○ *Notch Filter*

Filter *notch* dirancang agar mampu memfilter sinyal dengan frekuensi jala-jala listrik yaitu 50 Hz saat penguatan 3 dB. Filter notch dirancang dengan orde 2 dengan lebar *bandwidth* sebesar 2 Hz, sehingga diperoleh :

$$r = 1 - \frac{BW \cdot \pi}{f_s} = 1 - \frac{2 \cdot \pi}{200} = 0.98249$$

$$\theta = 2 \pi \frac{f_c}{f_s} = 2 \pi \frac{50}{200} = 0.5\pi$$

adapun, fungsi transfer dari *notch filter* adalah

$$H(z) = \frac{1 - 2\cos\theta z^{-1} + z^{-2}}{1 + 2r\cos\theta z^{-1} + r^2 z^{-2}}$$

sehingga

$$H(z) = \frac{1 + z^{-2}}{1 + 0.9688z^{-2}}$$

maka persamaan filter *notch* dapat diperoleh

$$y[n] = x[n] + x[n-2] - 0.9688 y[n-2]$$

○ *Real-time* ERD/ERS

Pada PC, penghitungan ERD/ERS dibuat secara *real-time* agar bisa terus memperbarui nilai ERD/ERS tiap kali subjek melakukan *tasking*.

```

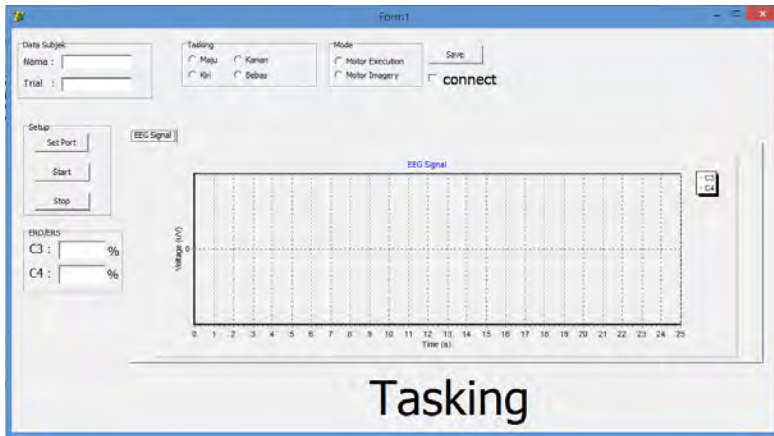
if (n>=200) and (n<=600) then
begin
    ref1:=ref1+movav1[n]/600;
    ref2:=ref2+movav2[n]/600;
end
else if n>600 then
begin
    erders1[x]:=(movav1[n]-ref1)/ref1*100;
    erders2[x]:=(movav2[n]-ref2)/ref2*100;
    if (n>=1400)and (n<2000) then
    begin
        av_ersders1:=av_ersders1+erders1[x]/450;
        av_ersders2:=av_ersders2+erders2[x]/450;
        Edit2.Text:=FormatFloat('0.####',av_ersders1);
        Edit3.Text:=formatfloat('0.####',av_ersders2);
    end
end;

if (n>2000) then
begin
    thres1:=0;
    thres2:=0;

    ///---maju---//
    if (av_ersders1<0) and (av_ersders2<0) then
    begin
        ComPort1.WriteStr('G') ;
        Sleep(3000);
    End;
    ///---belok kanan---//
    if (av_ersders1<0) and (av_ersders2>0) then
    begin
        ComPort1.WriteStr('E') ;
        Sleep(3000);
    end
    ///---belok kiri---//
    else if (av_ersders2<0) and (av_ersders1>0) then
    begin
        ComPort1.WriteStr('F');
        Sleep(1500);
    end
    ///----diam----//
    else if (av_ersders1>0) and (av_ersders2>0) then
    begin
    end;
end;

```

**Gambar 3. 12** *Source Code real-time ERD/ERS*



**Gambar 3. 13** Tampilan program pengambilan sinyal EEG secara *real-time*

### 3.4. Subjek dan Prosedur Perekaman Sinyal EEG

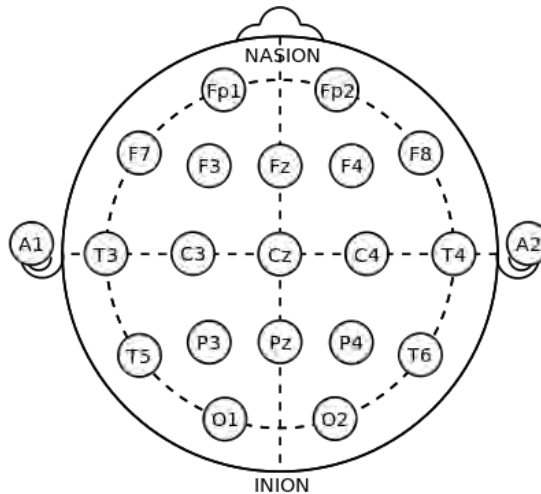
#### 3.4.1. Subjek

Subjek perekaman sinyal terdiri dari subjek normal, jenis kelamin laki-laki, dengan rentang usia 20-22 tahun. Proses perekaman dilakukan dengan subjek duduk rileks di atas kursi di depan layar *monitor* PC. Pada layar akan muncul instruksi yang harus dilakukan subjek sesuai prosedur perekaman.

#### 3.4.2. Posisi Elektroda pada Scalp Kepala

Data sinyal EEG diambil dengan menggunakan elektroda tipe *non-invasive electrode* jenis Ag/Cl yang diletakkan pada scalp kepala.

Posisi penempatan elektroda untuk menentukan parameter *channel* yang merepresentasikan motor imagery pada 20 titik pada kepala, yaitu FP1, FP2, FZ, F7, F3, FZ, F4, F8, T7, C3, CZ, C4, T8, P7, P3, PZ, P4, P8, O1, O2, dan EXT seperti pada Gambar 3.12



**Gambar 3. 14** Posisi penempatan elektroda pada system EEG 10-20<sup>[7]</sup>

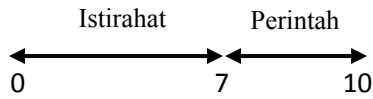
### 3.4.3. Prosedur Tasking saat Perekaman Data

Pengambilan data dapat dilakukan dengan 2 mode. Mode pertama adalah pengambilan data dengan *tasking* melakukan gerakan (*Motor Execution*), sedangkan mode kedua adalah *tasking* membayangkan gerakan (*Motor Imagery*). Perintah untuk melakukan *tasking* muncul pada layar *monitor* agar bisa dilihat dengan jelas oleh subjek

Pada mode *Motor Execution*, subjek diminta untuk mengikuti instruksi yang muncul pada layar *monitor*. Terdapat 4 buah instruksi yaitu maju, kiri, kanan, dan bebas. Setiap instruksi memiliki pola yang sama. Pada detik 1-5, layar *monitor* akan menampilkan instruksi 'istirahat', pada detik ke 7-10, layar *monitor* akan menampilkan instruksi perintah (maju, kanan, kiri, atau bebas), dan pada detik ke 10, layar *monitor* akan kembali menampilkan perintah 'istirahat'. Pada mode pertama ini, subjek diminta menggerakkan tangan sesuai dengan perintah yang muncul pada layar *monitor*. Subjek diminta untuk mengangkat tangan kanan untuk perintah 'kanan', mengangkat tangan kiri untuk perintah 'kiri', mengangkat kedua tangan untuk perintah 'maju', dan tidak menggerakkan tangan untuk instruksi 'istirahat'

Sedangkan pada mode *motor imagery*, instruksi yang muncul sama seperti mode pertama, hanya saja subjek tidak menggerakkan tangan tetapi hanya membayangkan saja. Subjek akan membayangkan gerakan

tangan kanan untuk perintah ‘kanan’, membayangkan gerakan tangan kiri untuk perintah ‘kiri’, membayangkan gerakan kedua tangan untuk perintah ‘maju’, dan tidak membayangkan gerakan untuk perintah istirahat



**Gambar 3. 15** Proses *tasking* pada pengambilan data

## BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISIS

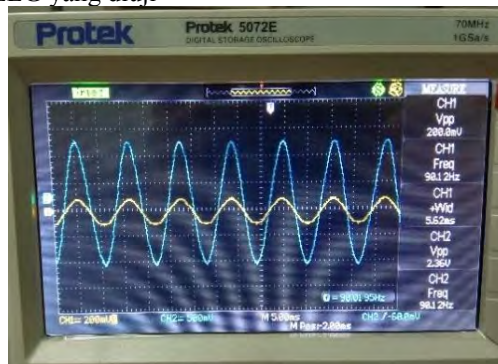
Bab ini membahas mengenai pengujian dan pembahasan perangkat keras maupun perangkat lunak dari desain sistem yang telah dirancang pada bab sebelumnya. Hasil pengujian disertai dengan tabel, grafik, dan gambar yang mendukung pengujian dan pembahasan sistem.

### 4.1. Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan cara mengamati dan membandingkan antara sinyal *input*, respon sistem, serta sinyal *output* yang dikeluarkan pada tiap blok dari sistem. Pembahasan dan pengujian sistem pada sub bab ini terdiri dari pengujian *instrumentation amplifier*, *main amplifier*, filter analog, dan *variable amplifier* serta pengujian secara menyeluruh dari perangkat keras.

#### 4.1.1. Pengujian *Instrumentation amplifier*

Pengujian *instrumentation amplifier* dilakukan dengan memberi sinyal *input* yang dihasilkan dari *function generator* berupa gelombang sinus dengan amplitudo antara 200 mVp-p sampai 204 mVp-p dan frekuensi bervariasi dari 10 Hz hingga 100 Hz.. Pengujian dilakukan untuk menguji penguat instrumen dengan mode differensial. Sinyal sinus dimasukkan pada *input* (+) penguat instrumen, sedangkan *input* (-) di *ground* kan. Terdapat 2 EEG yang diuji



**Gambar 4. 1** Pengujian rangkaian instrumentation amplifier. Sinyal yang berwarna kuning adalah *input* sedangkan yang berwarna biru adalah *output*

**Tabel 4. 1** Pengujian rangkaian *instrumentation amplifier*

EEG 1			
Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	Vout (mV)	Ad
10	204	2440	11.960784
20	204	2404	11.784314
30	204	2440	11.960784
40	200	2440	12.2
50	200	2400	12
60	200	2400	12
70	200	2400	12
80	200	2400	12
90	200	2360	11.8
100	200	2400	12
EEG 2			
10	204	2440	11.96078
20	204	2440	11.96078
30	204	2440	11.96078
40	204	2440	11.96078
50	204	2440	11.96078
60	204	2440	11.96078
70	204	2440	11.96078
80	204	2440	11.96078
90	204	2440	11.96078
100	204	2440	11.96078

Dari data pengujian yang didapatkan, dapat dilihat bahwa nilai hasil pengujian mode differensial untuk *instrumentation amplifier* adalah 12 kali. *Error* penguatan pada penguat instrumen didapatkan sebesar 0.326797% dari penguatan berdasarkan teori 12 kali

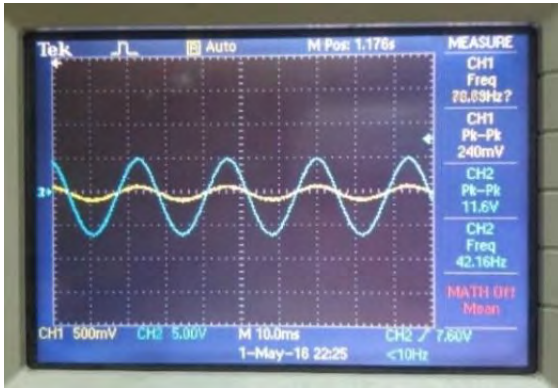


#### 4.1.2. Pengujian *Main Amplifier*

Pada pengujian *main amplifier*, sinyal input yang diberikan memiliki besar amplitudo 22,4 mVp-p dan frekuensi yang bervariasi.

**Tabel 4. 2** Pengujian rangkaian *main amplifier*

EEG 1				
Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	Vout p-p (mV)	Gain (Vout/Vin)	Gain Calculation
10	22.4	1280	57.14286	57
20	22.4	1280	57.14286	57
30	22.4	1280	57.14286	57
40	22.4	1240	55.35714	57
50	22.4	1240	55.35714	57
60	22.4	1240	55.35714	57
70	22.4	1240	55.35714	57
80	22.4	1240	55.35714	57
90	22.4	1280	57.14286	57
100	22.4	1260	56.25	57
EEG 2				
10	22.4	1240	55.35714	57
20	22.4	1240	55.35714	57
30	22.4	1240	55.35714	57
40	22.4	1240	55.35714	57
50	22.4	1240	55.35714	57
60	22.4	1240	55.35714	57
70	22.4	1240	55.35714	57
80	22.4	1240	55.35714	57
90	22.4	1240	55.35714	57
100	22.4	1240	55.35714	57



**Gambar 4. 2** Pengujian rangkaian *main amplifier*

Berdasarkan pengujian yang dilakukan, didapatkan besar penguatan dari *main amplifier* berkisar pada 55.35 hingga 57.14, sedangkan penguatan dari hasil perhitungan adalah 57 kali. Sehingga *error* penguatan pada blok ini berkisar antara 0.25% hingga 3.13%.

#### **4.1.3. Pengujian Band Pass Filter**

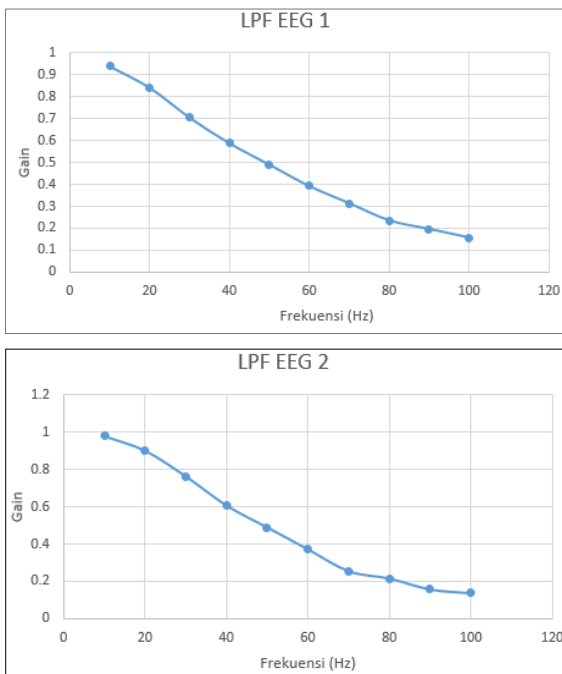
Pada sub bab ini akan dibahas mengenai hasil dari proses *filtering* dengan *band pass filter* yang terdiri dari filter *low pass* dan filter *high pass*.

##### **4.1.3.1. Low Pass Filter**

Pengujian filter analog dilakukan dengan memberi sinyal input berupa gelombang sinus dengan amplitudo antara 1.96 hingga 2.04 V<sub>p-p</sub> dan frekuensi bervariasi untuk mengamati respon frekuensi dari *low pass filter*.

Filter *low pass* yang dirancang memiliki frekuensi *cutoff* sebesar 30 Hz, maka secara teoritis rangkaian filter ini memiliki penguatan sebesar 0.707 atau -3db pada frekuensi *cutoff*. Berdasarkan pengujian yang dilakukan didapatkan,

- Frekuensi saat penguatan 0.707 atau -3db adalah 30 atau 34 Hz
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah satu kali
- Pergeseran frekuensi *cutoff* adalah sekitar 4 Hz.



**Gambar 4. 3** Grafik pengujian rangkaian *low pass filter*

**Tabel 4. 3** Pengujian rangkaian *low pass filter*

EEG 1			
Frekuensi (Hz)	Vin p-p(mV)	Vout p-p (mV)	Gain
10	2040	1920	0.9411765
20	2040	1720	0.8431373
30	2040	1440	0.7058824
40	2040	1200	0.5882353
50	2040	1000	0.4901961
60	2040	800	0.3921569
70	2040	640	0.3137255

Frekuensi (Hz)	Vin p-p(mV)	Vout p-p (mV)	Gain
80	2040	480	0.2352941
90	2040	400	0.1960784
100	2040	320	0.1568627
EEG 2			
10	2040	2000	0.9803922
20	2040	1840	0.9019608
30	2040	1560	0.7647059
40	2040	1240	0.6078431
50	2040	1000	0.4901961
60	2040	760	0.372549
70	2040	520	0.254902
80	2040	440	0.2156863
90	2040	320	0.1568627
100	2040	280	0.1372549

#### 4.1.3.2. High Pass Filter

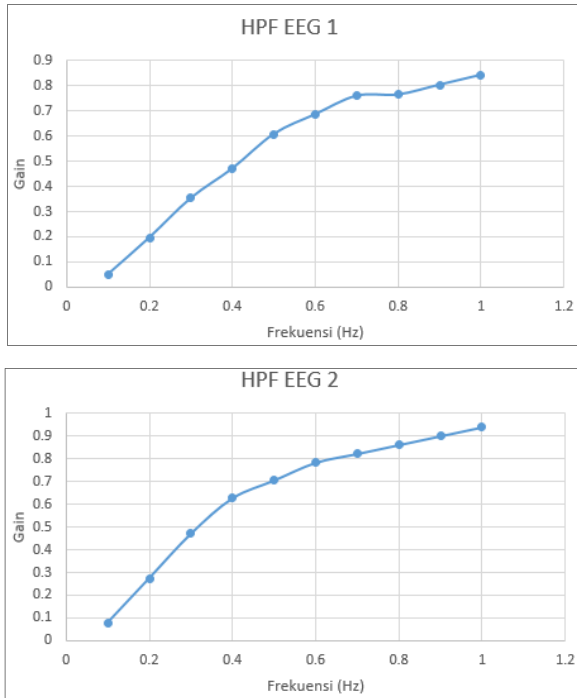
Pengujian filter analog dilakukan dengan memberi sinyal *input* berupa gelombang sinus dengan amplitudo 5 Vp-p dan frekuensi bervariasi untuk mengamati respon frekuensi dari *high pass filter*.

Filter *high pass* yang dirancang memiliki frekuensi *cutoff* sebesar 0.23 Hz, maka secara teoritis rangkaian filter ini memiliki penguatan sebesar 0.707 atau -3db pada frekuensi *cutoff*. Berdasarkan pengujian yang dilakukan didapatkan,

- Frekuensi saat penguatan 0.707 atau -3db adalah 0.56 Hz
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah satu kali
- Pergeseran frekuensi *cutoff* adalah sekitar 0.33 Hz

**Tabel 4. 4** Pengujian rangkaian high pass filter

EEG 1			
Frekuensi (Hz)	Vin p-p(mV)	Vout p-p (mV)	Gain
0.1	2040	102	0.05
0.2	2040	400	0.1960784
0.3	2040	720	0.3529412
0.4	2040	960	0.4705882
0.5	2040	1240	0.6078431
0.6	2040	1400	0.6862745
0.7	2040	1550	0.7598039
0.8	2040	1560	0.7647059
0.9	2040	1640	0.8039216
1	2040	1720	0.8431373
EEG 2			
0.1	2040	56	0.027451
0.2	2040	344	0.1686275
0.3	2040	840	0.4117647
0.4	2040	1160	0.5686275
0.5	2040	1360	0.6666667
0.6	2040	1480	0.7254902
0.7	2040	1640	0.8039216
0.8	2040	1680	0.8235294
0.9	2040	1720	0.8431373
1	2040	1840	0.9019608



**Gambar 4. 4** Grafik pengujian rangkaian *high pass filter*

Perbandingan hasil pengujian dengan perhitungan secara teoritis kurang tepat. Namun untuk kebutuhan sistem instrumenasi EEG respon dari rangkaian *high pass filter* sudah baik karena range dari sinyal EEG dominan berada pada rentang frekuensi 0.5Hz-30Hz.

#### 4.1.4. Pengujian *Variable Amplifier*

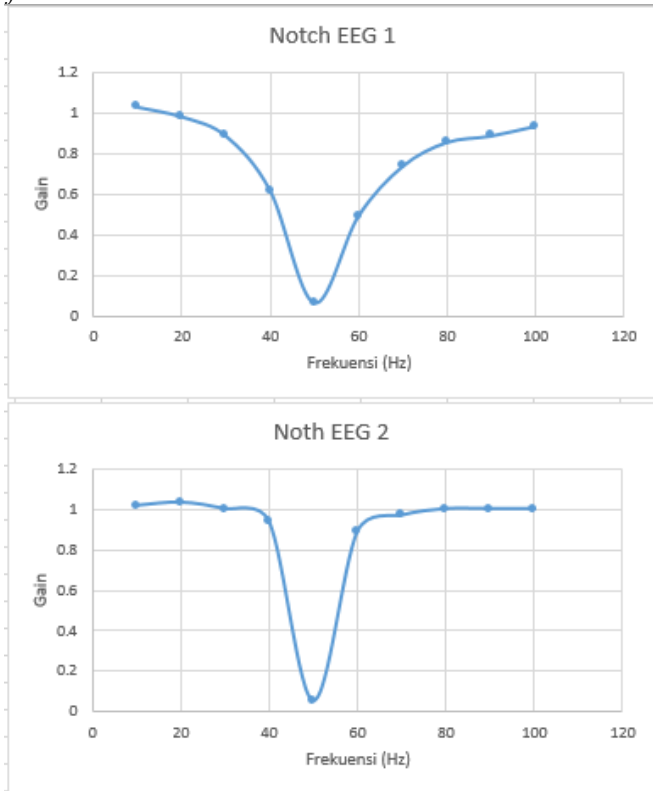
Pada pengujian *variable amplifier*, sinyal input yang diberikan memiliki besar amplitudo 208 mV dan frekuensi yang bervariasi mulai dari 1 Hz hingga 100 Hz. Dari hasil pengujian pada tabel 4.5, didapatkan bahwa gain dari rangkaian *variable amplifier* sesuai dengan gain hasil perhitungan yaitu 40 kali.

**Tabel 4. 5** Pengujian rangkaian *variable amplifier*

EEG 1			
Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	Vout p-p (mV)	Gain (Vout/Vin)
10	208	8400	40.38462
20	208	8400	40.38462
30	208	8400	40.38462
40	208	8400	40.38462
50	208	8400	40.38462
60	208	8400	40.38462
70	208	8400	40.38462
80	208	8400	40.38462
90	208	8400	40.38462
100	208	8400	40.38462
EEG 2			
10	208	8400	40.38462
20	208	8400	40.38462
30	208	8400	40.38462
40	208	8400	40.38462
50	208	8400	40.38462
60	208	8400	40.38462
70	208	8400	40.38462
80	208	8400	40.38462
90	208	8400	40.38462
100	208	8400	40.38462

#### 4.1.5 Notch Filter

Pengujian filter analog dilakukan dengan memberi sinyal *input* berupa gelombang sinus dengan amplitudo 5.04 Vp-p dan frekuensi bervariasi mulai dari 10 - 100 Hz untuk mengamati respon frekuensi dari *notch filter*.



**Gambar 4. 5** Grafik pengujian rangkaian *notch filter*



**Tabel 4. 6** Pengujian rangkaian *notch filter*

EEG 1			
Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	Vout p-p (mV)	Gain
10	5040	5040	1
20	5040	4560	0.904762
30	5040	3640	0.722222
40	5040	2160	0.428571
50	5040	312	0.061905
60	5040	1460	0.289683
70	5040	2600	0.515873
80	5040	3280	0.650794
90	5040	3720	0.738095
100	5040	4000	0.793651
EEG 2			
10	5040	5200	1.031746
20	5040	4960	0.984127
30	5040	4480	0.888889
40	5040	3120	0.619048
50	5040	320	0.063492
60	5040	2480	0.492063
70	5040	3720	0.738095
80	5040	4320	0.857143
90	5040	4480	0.888889
100	5040	4720	0.936508

Filter *notch* yang dirancang memiliki frekuensi resonansi 50 Hz, maka secara teoritis rangkaian filter ini memiliki penguatan minimum pada saat frekuensi resonansi. Berdasarkan pengujian yang dilakukan didapatkan,

- Tegangan output dari *notch filter* saat frekuensi *input* 50 Hz sebesar 0.2 dan 0.3 V
- Penguatan saat frekuensi input 50 Hz adalah sebesar 0.05 dan 0.06 kali
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah 1.03 kali

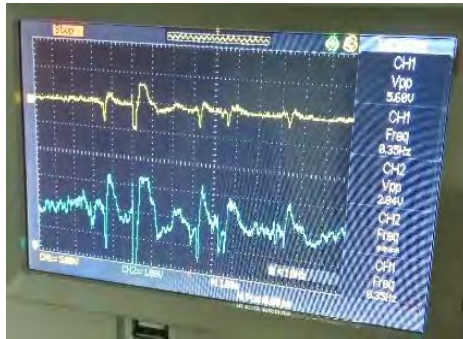
Perbandingan hasil pengujian dengan perhitungan secara teoritis kurang tepat. Namun untuk kebutuhan sistem instrumenasi EEG respon dari rangkaian *notch filter* sudah baik karena range dari sinyal EEG dominan berada pada rentang frekuensi 0.5Hz-30Hz.

#### 4.1.6. Pengujian Keseluruhan Sistem Instrumenasi EEG

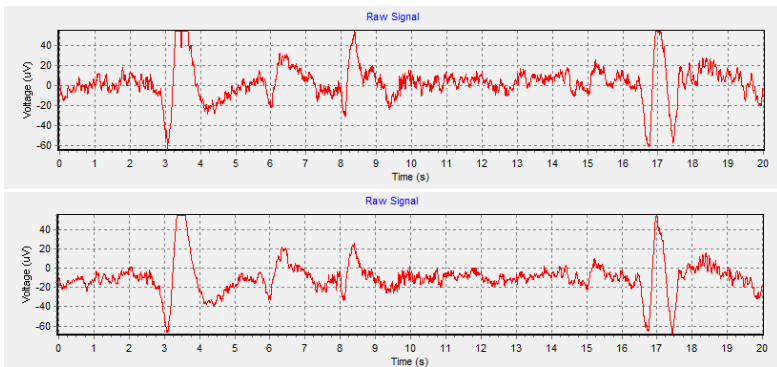
Pengujian keseluruhan perangkat keras dilakukan untuk menguji kemampuan rangkaian dalam menangkap sinyal EEG. Dari gambar 4.9 dan 4.10, terlihat bahwa sinyal yang terekam memiliki karakteristik sinyal EEG yaitu *random*, *chaos*, dan berfrekuensi rendah. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan 2 titik, yaitu C3 dan C4.

Selama pengujian sinyal EEG, dilihat bagaimana respon dan bentuk sinyal pada osiloskop. Pada gambar 4.9, subjek 1 diminta untuk duduk bersandar pada kursi dan diminta untuk melirik ke kanan dan ke kiri. Pada gambar 4.10, subjek 2 juga diminta untuk melirik ke kanan dan ke kiri. Terlihat pada gambar terdapat perbedaan dari bentuk sinyal yaitu amplitudo dan frekuensi yang berubah seiring dengan adanya *event* tersebut. Pada saat sinyal terlihat pada osiloskop, sinyal masih menerima *noise* dan tidak terlihat seperti sinyal EEG pada umumnya. Hal ini terjadi karena EEG belum melewati filter digital dan penguatan pada rangkaian kurang sesuai dengan EEG subjek.

Pada gambar 4.10, subjek juga diminta untuk menggerakkan tangan kanan pada detik ke 10 hingga ke detik 14. Pada saat melakukan gerakan tangan kanan atau gerakan tangan kiri, subjek beberapa kali berkedip. Sinyal interferensi dari kedipan mata ikut terekam pada saat melakukan gerakan. Sinyal interferensi dari kedipan mata memiliki amplitudo yang tinggi, curam, dan memiliki durasi yang singkat. Contoh dari interferensi kedipan mata terlihat pada detik ke 3 dan 17.



**Gambar 4. 6** Pengujian sistem instrumenasi EEG secara keseluruhan pada permukaan kulit kepala subjek 1 saat lirik kiri. Grafik warna kuning adalah pengujian pada titik C3 sedangkan grafik warna biru adalah pengujian pada titik C4.



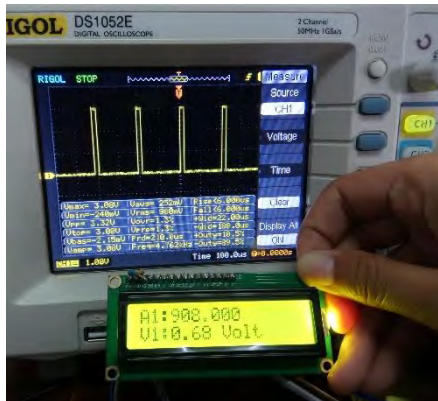
**Gambar 4. 5** Pengujian sistem instrumenasi EEG pada subjek 2 saat membuka dan menutup mata. Bagian atas adalah pengujian pada subjek 2 di titik C3 sedangkan bagian bawah adalah pengujian pada subjek 2 di titik C4.

## 4.2 Pengujian dan Analisa Perangkat Lunak

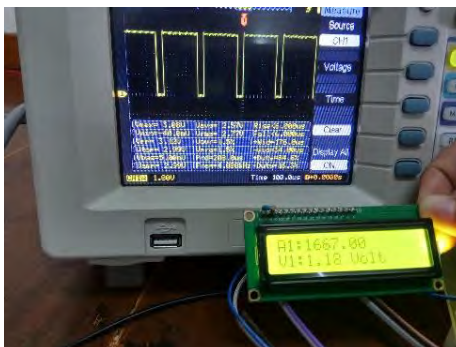
### 4.2.1. Pengujian Nilai *Pulse Width Modulation (PWM)*

Salah satu fitur yang tersedia dalam mikrokontroller STM32F4 *Discovery* adalah *Pulse Width Modulation(PWM)*. PWM adalah sinyal kotak yang bisa diatur nilai *duty cycle* dan frekuensinya, tergantung dari

kebutuhan yang diperlukan. Pada mikrokontroller SM32F4 *Discovery*, PWM bisa diatur hingga frekuensi 84MHz dan *duty cycle* maksimal 100%. Pada kondisi DC 100%, nilai tegangan dari PWM STM32F4 *Discovery* adalah 3,04 V. Pada penelitian kali ini, PWM diatur pada frekuensi 15KHz dan nilai *duty cycle* diatur pada tiga variasi. Variasi dari *duty cycle* PWM akan menghasilkan tegangan yang berbeda. Tiga variasi tegangan ini selanjutnya akan digunakan untuk menggerakkan *driver motor* kursi roda listrik. Nilai tegangan tersebut akan menyebabkan kursi roda berada pada empat kondisi, yaitu diam, maju, belok kiri, dan belok kanan.



**Gambar 4. 8** Pengujian PWM dengan nilai 559, menghasilkan tegangan 0.68 dan *duty cycle* 10 %.

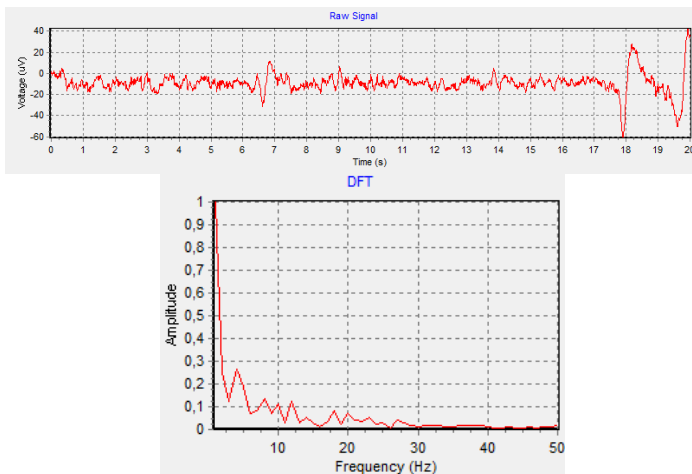


**Gambar 4. 6** Pengujian PWM dengan nilai 4720, menghasilkan tegangan 2,5V dan *duty cycle* 84,6 %.



**Gambar 4.70** Pengujian PWM dengan nilai 5700, menghasilkan tegangan 3 V dan *duty cycle* 100 %

#### 4.2.2. Pengujian Proses Pra-Pengolahan Sinyal

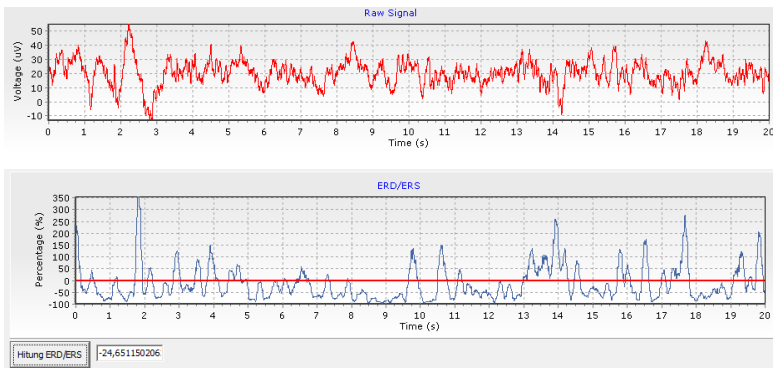


**Gambar 4.11** Sinyal EEG hasil pengukuran pada titik C3 pada subjek 1. Bagian atas adalah plot sinyal dalam domain waktu sedangkan bagian bawah adalah plot sinyal dalam domain waktu-frekuensi

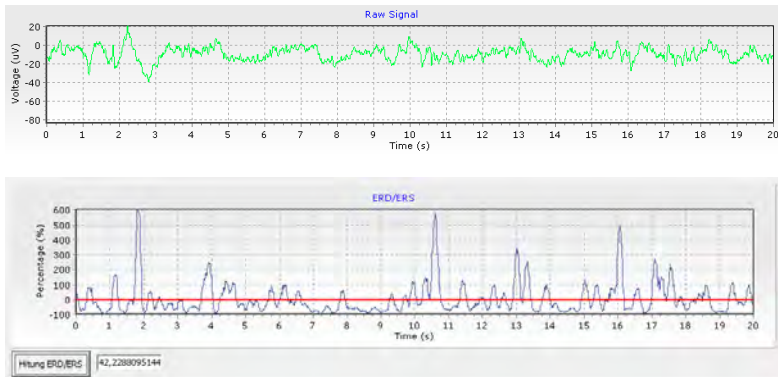
Dari gambar di atas terlihat bahwa proses pengiriman data yang diterima dari instrumentasi EEG ke mikrokontroler STM32F4 dan ditampilkan di Delphi berhasil. Hal ini dibuktikan dengan frekuensi diatas 30 Hz teredam dengan baik dan frekuensi akibat jala-jala listrik pada 50 Hz juga teredam

#### 4.3. Perbandingan *Motor Execution* dengan *Motor Imagery*

Pada sub bab ini akan dibahas mengenai perbandingan hasil pengukuran sinyal EEG saat subjek diberi *tasking* mode pertama atau *motor execution* dengan *tasking* mode kedua atau *motor imagery*. Sesuai dengan namanya, *motor execution* adalah suatu proses eksekusi dimana subjek menggerakkan anggota badannya secara riil, sedangkan *motor imagery* merupakan keadaan saat subjek dalam keadaan sadar dan ingin menggerakkan anggota gerak tubuhnya. *Motor imagery* secara sadar dan persiapan bergerak yang tidak sadar memiliki mekanisme yang mirip dan secara fungsional memiliki karakteristik yang sama. Dari hasil pengukuran pada *tasking motor execution*, didapatkan bahwa saat terdapat instruksi untuk menggerakkan tangan, terdapat perubahan pada sinyal EEG yang terekam. Perubahan ini terjadi baik pada titik pengukuran C3 maupun C4. Hasil dari penghitungan tersebut akan dijadikan acuan untuk menggerakkan kursi roda



**Gambar 4.12** Pengukuran sinyal EEG pada subjek M di titik C3 dengan metode ERD/ERS menunjukkan nilai -24,6512



**Gambar 4.13** Pengukuran sinyal EEG pada subjek M di titik C4 dengan metode ERD/ERS menunjukkan nilai 42,2288

Dari gambar 4.12 dan gambar 4.13, nilai ERD/ERS pada C3 bernilai negatif sedangkan pada C4 bernilai positif, hal ini menunjukkan bahwa pada C3 terjadi ERD sedangkan pada C4 terjadi ERS. Dari hasil diatas, kursi roda akan bergerak ke kanan, karena nilai C3 lebih negatif daripada C4.

Dari percobaan pada beberapa subjek, pada mode *motor execution* didapatkan data bahwa untuk *tasking* kanan memiliki keberhasilan tertinggi 100% dan keberhasilan terendah 0%. Untuk *tasking* kiri, didapat nilai keberhasilan tertinggi 100% dan keberhasilan terendah 40%. Untuk *tasking* maju didapatkan nilai keberhasilan tertinggi 60% dan keberhasilan terendah 0%. Sedangkan untuk *tasking* bebas nilai keberhasilannya masih rendah, yaitu maksimal 20% dan minimal 0%.

Pada mode *motor imagery*, didapatkan data bahwa untuk *tasking* kanan memiliki keberhasilan tertinggi 60% dan keberhasilan terendah 0%. Untuk *tasking* kiri, nilai keberhasilan cukup tinggi, yaitu maksimal 100% dan minimal 80%. Untuk *tasking* maju, nilai keberhasilannya sangat rendah, yaitu 0%.

**Tabel 4.7** Hasil *motor execution* kanan

Keberhasilan Tertinggi		
Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kanan	kanan
2	kanan	kanan
3	kanan	kanan
4	kanan	kanan
5	kanan	kanan
Presentase Keberhasilan		100%
Keberhasilan Terendah		
Subjek : Mido		
1	kanan	maju-kanan
2	kanan	maju-kanan
3	kanan	maju-kanan
4	kanan	maju-kanan
5	kanan	maju-kanan
Presentase Keberhasilan		0%

**Tabel 4.8** Hasil *motor execution* kiri

Keberhasilan Tertinggi		
Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kiri	kiri
2	kiri	kiri
3	kiri	kiri
4	kiri	kiri
5	kiri	kiri
Presentase Keberhasilan		100%
Keberhasilan Terendah		
Subjek : Mido		
1	kiri	kiri
2	kiri	kiri
3	kiri	kanan
4	kiri	kanan
5	kiri	kanan
Presentase Keberhasilan		40%



**Tabel 4.9** Hasil *motor execution* maju

Keberhasilan Tertinggi		
Subjek : Mido		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	maju	maju
2	maju	maju
3	maju	kiri
4	maju	kiri
5	maju	maju
Presentase Keberhasilan		60%
Keberhasilan Terendah		
Subjek : Samuel		
1	maju	kanan
2	maju	kanan
3	maju	kanan
4	maju	kanan
5	maju	kanan
Presentase Keberhasilan		0%

**Tabel 4.10** Hasil *motor execution* bebas

Keberhasilan Tertinggi		
Subjek : Mido		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kanan	kiri
2	kanan	kiri
3	kiri	kanan
4	kanan	kanan
5	kiri	kanan
Presentase Keberhasilan		20%
Keberhasilan Terendah		
Subjek : Mido		
1	kiri	kanan
2	kanan	kanan
3	kiri	kanan
4	kiri	kanan
5	kanan	kanan
Presentase Keberhasilan		0%

**Tabel 4.11** Hasil *motor imagery* kanan

Keberhasilan Tertinggi		
Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kanan	maju
2	kanan	maju
3	kanan	kanan
4	kanan	kanan
5	kanan	kanan
Presentase Keberhasilan		60%
Keberhasilan Terendah		
Subjek : Mido		
1	kanan	kiri
2	kanan	kiri
3	kanan	kiri
4	kanan	kiri
5	kanan	kiri
Presentase Keberhasilan		0%

**Tabel 4.12** Hasil *motor imagery* kiri

Keberhasilan Tertinggi		
Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kiri	kiri
2	kiri	kiri
3	kiri	kiri
4	kiri	kiri
5	kiri	kiri
Presentase Keberhasilan		100%
Keberhasilan Terendah		
Subjek : Mido		
1	kiri	kiri
2	kiri	kiri
3	kiri	kiri
4	kiri	kiri
5	kiri	kanan
Presentase Keberhasilan		80%

**Tabel 4.13** Hasil *motor imagery* maju

Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	maju	kanan
2	maju	kanan
3	maju	kanan
4	maju	kanan
5	maju	kanan
Presentase Keberhasilan		0%
Subjek : Mido		
1	maju	kiri
2	maju	kiri
3	maju	kiri
4	maju	kiri
5	maju	kiri
Presentase Keberhasilan		0%

Dari percobaan di atas, bisa diamati bahwa nilai keberhasilan dengan metode ERD/ERS bervariasi dari 0% sampai 100%, baik dengan mode *motor execution* ataupun *motor imagery*. Secara keseluruhan, rata-rata nilai kesuksesan dengan mode *motor execution* lebih tinggi, yaitu 71% dibandingkan dengan mode *motor imagery*, yaitu 56,67%. Pada penelitian kali ini, nilai R untuk penghitungan ERD/ERS didapat dari rata-rata sinyal EEG selama 3 detik awal, sedangkan penghitungan ERD/ERS dilakukan selama 1,5 detik bersamaan saat perintah tasking diberikan.

Pada saat mode *motor execution*, nilai keberhasilan lebih tinggi dikarenakan subjek menggerakkan tangan secara langsung, sehingga perubahan frekuensi sinyal EEG pada titik C3 dan C4 dapat terlihat dengan jelas. Sedangkan pada mode *motor imagery* subjek hanya membayangkan tangan bergerak, dimana ketika subjek tidak fokus atau tidak berkonsentrasi penuh terhadap *tasking* yang diberikan, maka perubahan sinyal EEG pada titik C3 dan C4 tidak terlihat dengan jelas. Pada mode *motor imagery*, kondisi lingkungan ketika dilakukan pengambilan data juga mempengaruhi kondisi subjek. Kondisi lingkungan harus tenang, sehingga subjek bisa bersikap rileks dan berkonsentrasi penuh terhadap tasking yang diberikan.



**Gambar 4.14** Proses pengambilan data dengan *tasking* kanan mode *motor execution*



**Gambar 4.15** Proses pengambilan data dengan *tasking* kiri mode *motor execution*



**Gambar 4.16** Proses pengambilan data dengan *tasking* maju mode *motor execution*



**Gambar 4.17** Proses pengambilan data dengan mode *motor imagery*

*[halaman ini sengaja dikosongkan]*

## **BAB V**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Dari perancangan, realisasi, dan pengujian pada tugas akhir ini didapatkan beberapa kesimpulan untuk perangkat keras dan lunak. Dari sisi perangkat keras, penguatan yang digunakan untuk menguatkan sinyal EEG adalah sebesar 27.360 kali yang terbagi ke dalam tiga *stage* penguatan untuk menghindari penguatan yang terlalu besar pada tiap *stagenya*. Frekuensi *cut-off* pada *low pass filter* sebesar 30 Hz, frekuensi *cut-off high pass filter* sebesar 0.56 Hz, frekuensi resonansi *notch filter* sebesar 50 Hz, tegangan *offset* pada *non-inverting adder amplifier* sebesar 2 Volt, dan frekuensi *sampling* sebesar 200 Hz. Dipilih titik C3 dan C4 untuk pengambilan sinyal EEG pada permukaan kulit kepala karena dua titik tersebut berada pada *motor area* otak yang responsif terhadap pergerakan motorik. Digunakan metode ERD/ERS untuk mengolah sinyal EEG sehingga mampu dijadikan parameter untuk menentukan arah gerakan kursi roda. Penentuan gerakan kursi roda dengan metode ERD/ERS memberikan keberhasilan sebesar 71% untuk mode *motor execution* dan 56,67% dengan mode *motor imagery*

#### **5.2 Saran**

Saran yang dapat diberikan untuk pengembangan tugas akhir ini kedepan adalah dalam merancang instrumenasi EEG, diperlukan rangkaian penguat yang cukup besar, sekitar 25.000 kali. Sebaiknya penguatan ini terbagi ke dalam beberapa tahap dan bisa diatur, mempertimbangkan sinyal EEG tiap subjek memiliki amplitudo yang berbeda-beda. Selama pengambilan data, kondisi dari subjek dan lingkungan sekitar harus tenang sehingga subjek bisa berkonsentrasi penuh terhadap tasking yang diberikan. Periode penghitungan nilai R dan penghitungan ERD/ERS bisa diubah untuk mendapatkan presentase yang lebih baik.

*[halaman ini sengaja dikosongkan]*



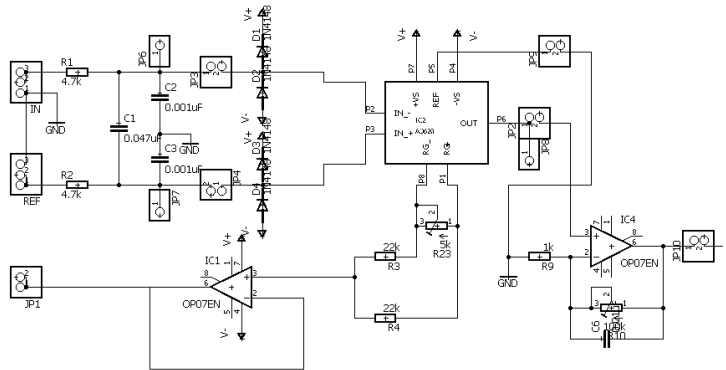
## DAFTAR PUSTAKA

1. Martini, Dr. Frederic, "*Fundamental Of Anatomy and Physisology Fifth Edition*", 2001.
2. Sanei, S., Chambers, J.2007. "EEG Signal Processing". John Wiley and Sons : Chichester
3. Pfurtscheller, G., Silva, F.H. Lopes da, 1999. "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization : basic principles". *Clinical Neurophysiology* 110 Pp 1842-1857.
4. Cortical Functions Reference, Trans Cranial Technologies Ltd, Hong Kong, 2012
5. Kazuo, T., Matsunaga, K., Wang, Hua O., 2005. "Electroencephalogram-Based Control of a Electric Wheelchair". *IEEE Transaction on Robot* Vol. 21 No. 4.
6. J. Malmivuo, R. Plonsey, "Bioelectromagnetism, Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields", Oxford University Press, 1995.
7. Chandra,J., 2016. "Rancang Bangun Sistem Eeg Untuk Mengidentifikasi Gerakan Pada Upper Limb Segment Berdasarkan Motor Imagery Sebagai Perintah Kendali FES". ITS Surabaya
8. Lumenta,E., 2016. "Kursi Roda Listrik dengan Perintah Kendali Gabungan EEG and Bio-Impedance". ITS Surabaya
9. INA128 datasheet, Texas Instrumens Incorporated: Instrumentation Amplifiers,1996.
10. Fathoni, M. Hilman., "Identifikasi Motor Imagery Pada Sinyal EEG Ketika Memerintahkan Upper Limb Segment", ITS, Surabaya, 2012.
11. Huang, Dandan., et all., 2012. Electroencephalography (EEG)-Based Brain-Computer Interface (BCI) : A 2-D Virtual Wheelchair Control Based on Event-Related Desynchronization/Synchronization and State Control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.20, No.3.
12. Reference manual STM32F4, STMicroelectronics, 2012.
13. Z. Lei, et al, "Low-Cost Circuit Design of EEG Signal Acquisition for the Brain-Computer Interface System", 6th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, 2013.
14. Arifin, A., "Handout TE091545 Instrumenasi dan Pengolahan Sinyal Biomedika", Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
15. Reference manual Jet 3 Ultra, Pride Mobility, 2009

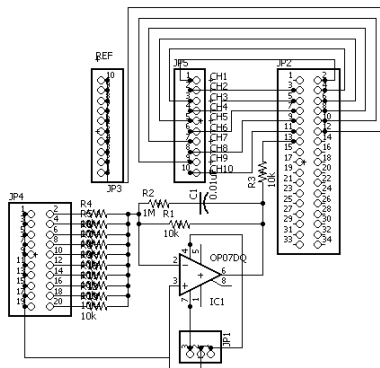
*[halaman ini sengaja dikosongkan]*

## LAMPIRAN A SKEMATIK RANGKAIAN

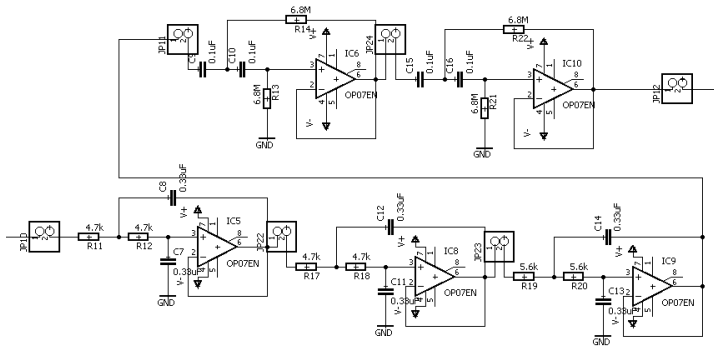
- *Instrumentation Amplifier + Main Amplifier*



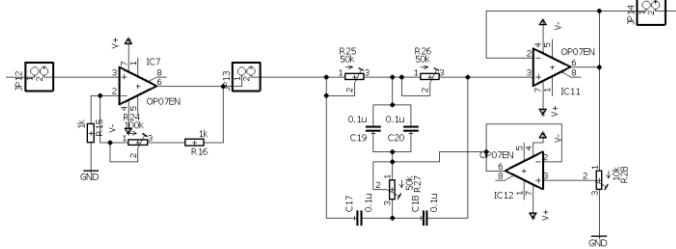
- *Common Mode Rejection*



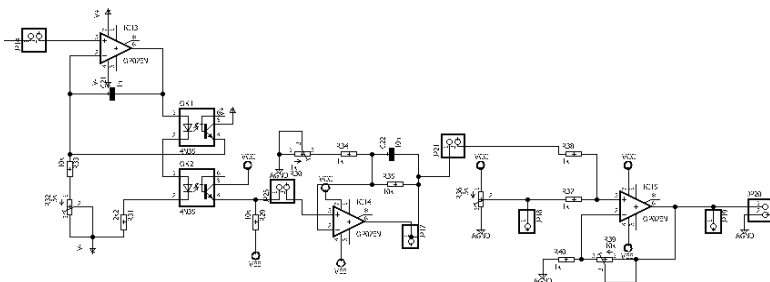
- *Low Pass Filter + High Pass Filter*



- *Variable Amplifier + Notch Filter*



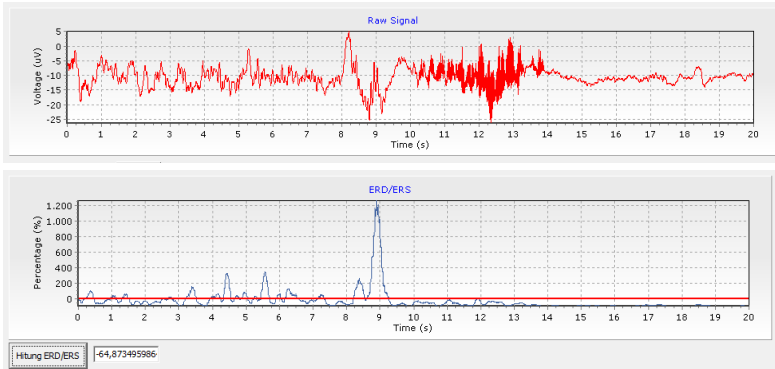
- *Isolation Amplifier + Adder Amplifier*



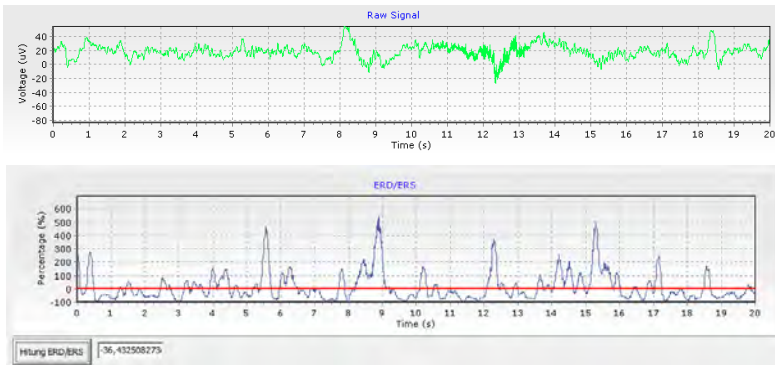
## LAMPIRAN B

### PENGUJIAN *MOTOR EXECUTION*

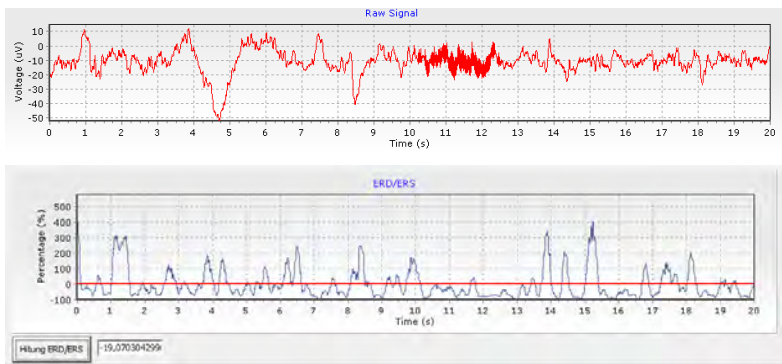
1. Subjek Mido *tasking* kanan titik C3 nilai ERD/ERS -64,8735



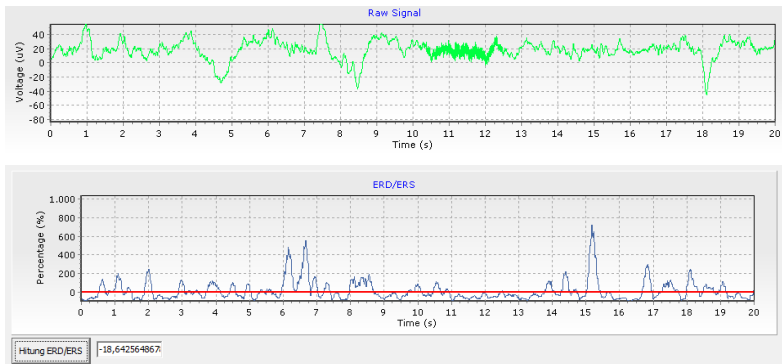
2. Subjek Mido *tasking* kanan titik C4 nilai ERD/ERS -36,4325



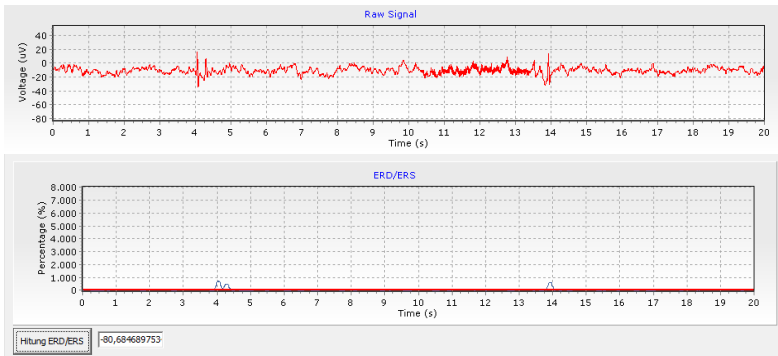
3. Subjek Mido *tasking* kiri titik C3 nilai ERD/ERS -19,0703



4. Subjek Mido *tasking* kiri titik C4 nilai ERD/ERS -18,6426



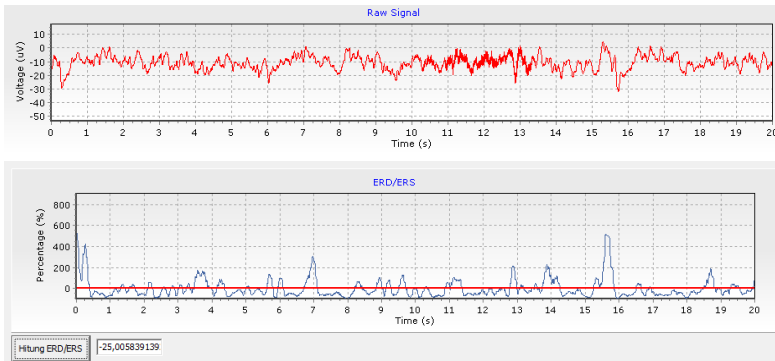
5. Subjek Mido *tasking* maju titik C3 nilai ERD/ERS -80,6847



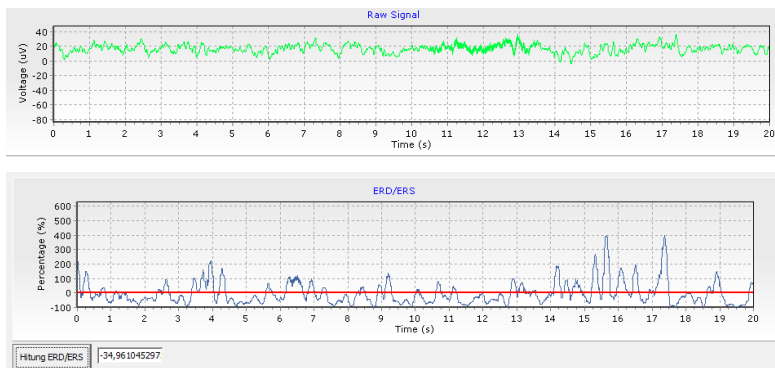
6. Subjek Mido *tasking* maju titik C4 nilai ERD/ERS -41,7832



7. Subjek Samuel *tasking* kanan titik C3 nilai ERD/ERS -25,0058

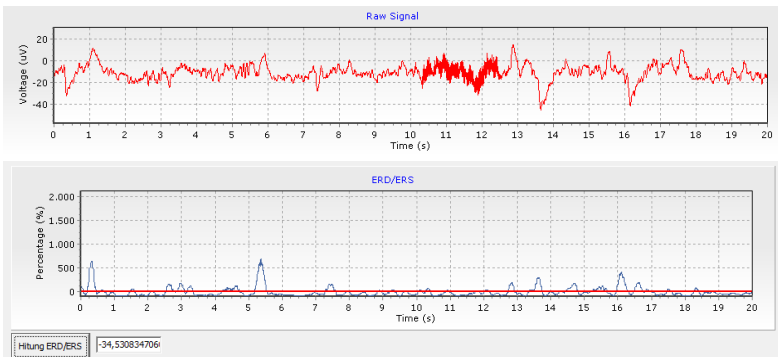


8. Subjek Samuel *tasking* kanan titik C4 nilai ERD/ERS -34,9610

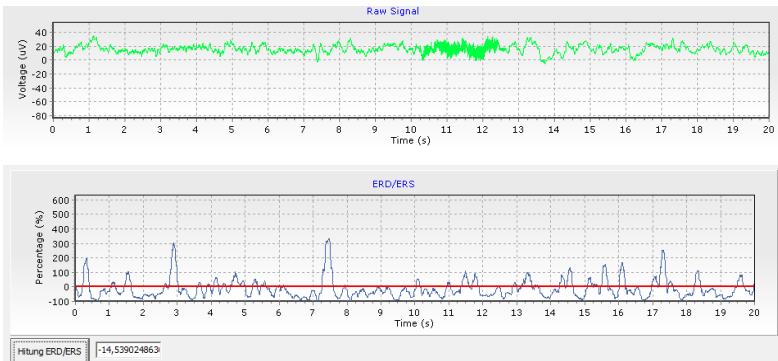




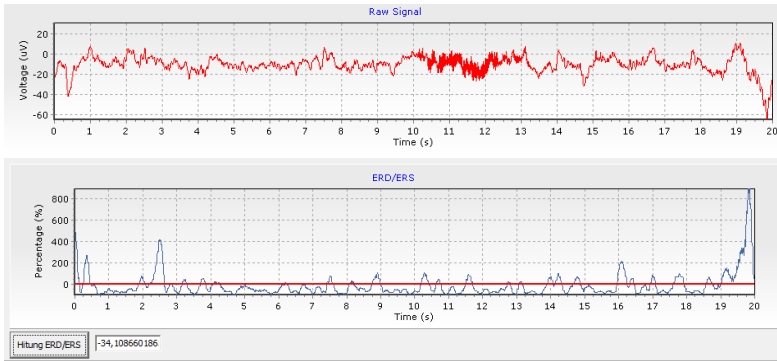
## 9. Subjek Samuel *tasking* kiri titik C3 nilai ERD/ERS -34,5308



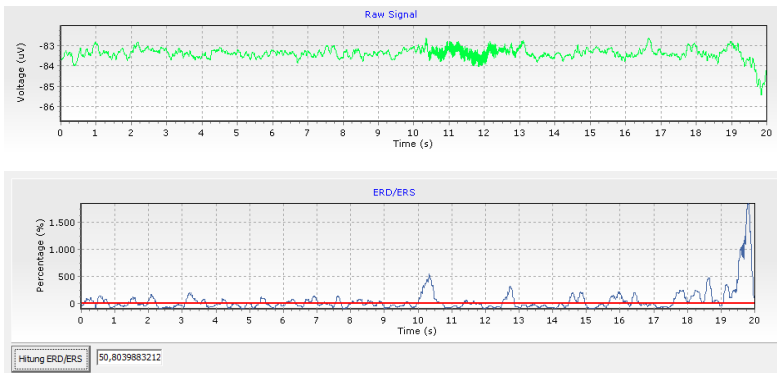
## 10. Subjek Samuel *tasking* kiri titik C4 nilai ERD/ERS -14,5390



### 11. Subjek Samuel *tasking* maju titik C3 nilai ERD/ERS -34,1087



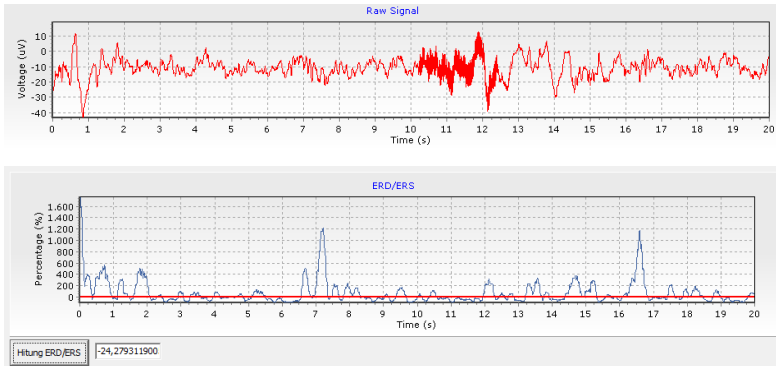
### 12. Subjek Samuel *tasking* maju titik C4 nilai ERD/ERS 50,8040



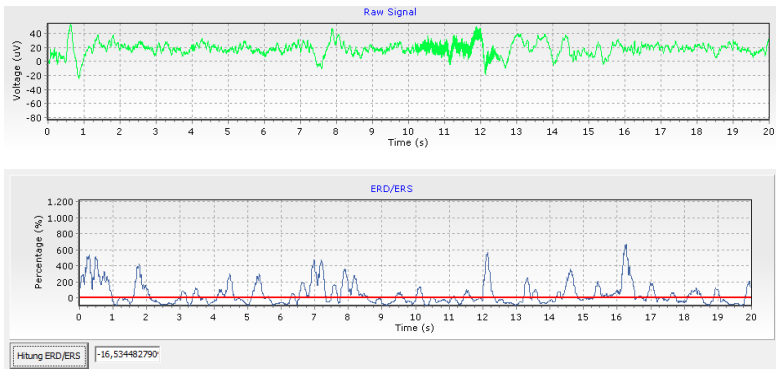
## LAMPIRAN C

### PENGUJIAN *MOTOR IMAGERY*

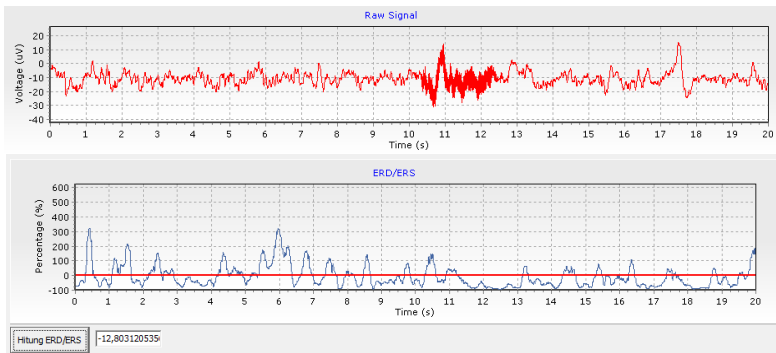
1. Subjek Mido *tasking* kanan titik C3 nilai ERD/ERS -24,2793



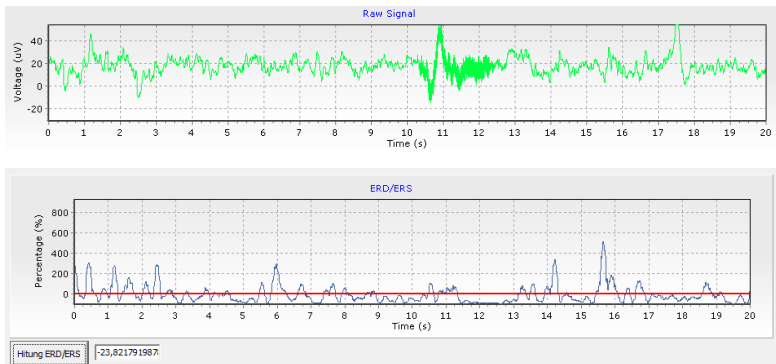
2. Subjek Mido *tasking* kanan titik C4 nilai ERD/ERS -16,5345



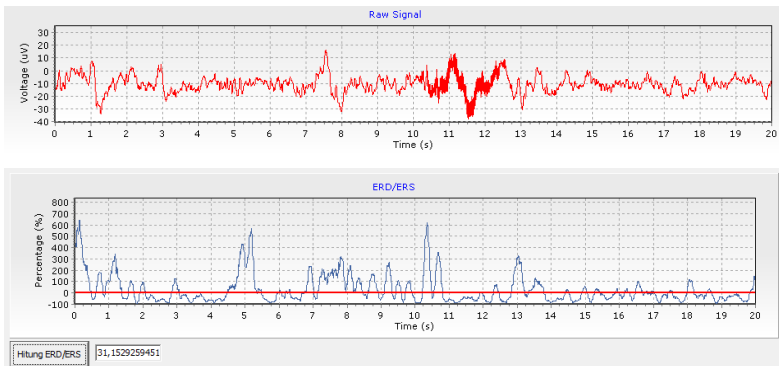
3. Subjek Mido *tasking* kiri titik C3 nilai ERD/ERS -12,8031



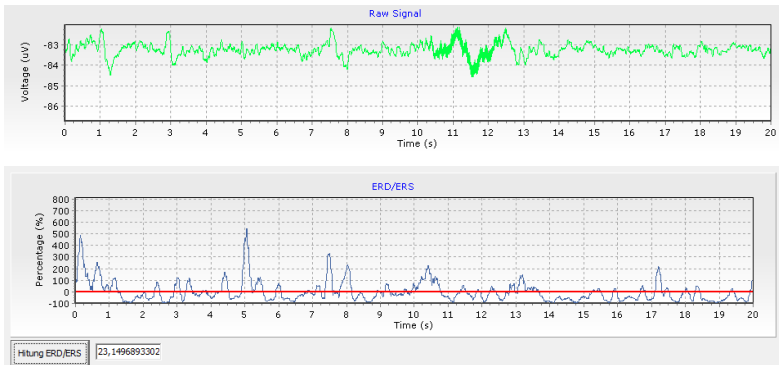
4. Subjek Mido *tasking* kiri titik C4 nilai ERD/ERS -23,8218



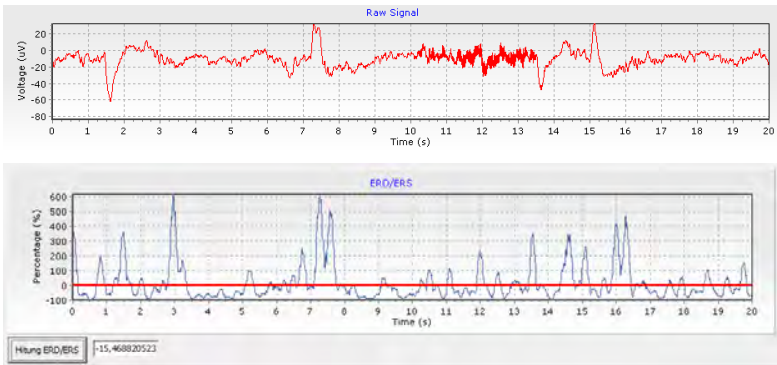
5. Subjek Mido *tasking* maju titik C3 nilai ERD/ERS 31,1529



6. Subjek Mido *tasking* maju titik C4 nilai ERD/ERS 23,1496



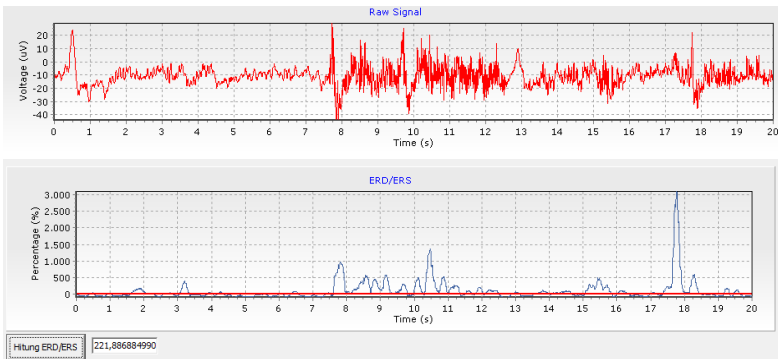
7. Subjek Samuel *tasking* kanan titik C3 nilai ERD/ERS -15,4688



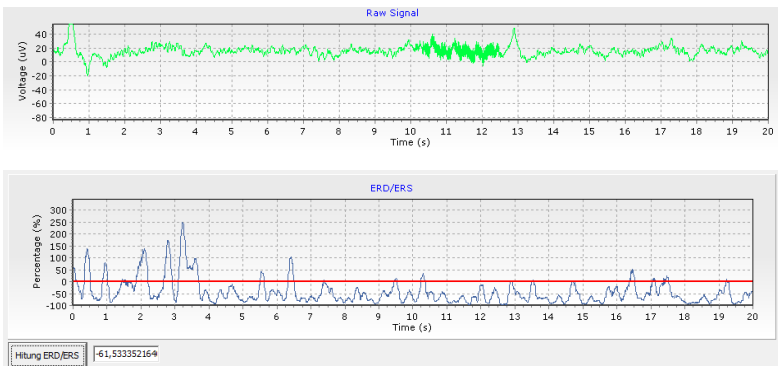
8. Subjek Samuel *tasking* kanan titik C4 nilai ERD/ERS -13,1165



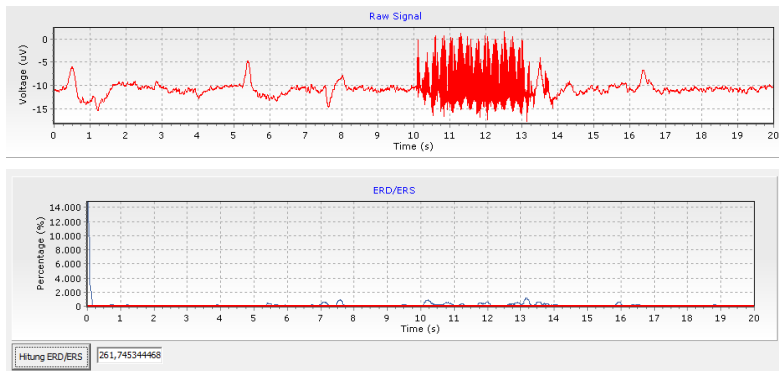
9. Subjek Samuel *tasking* kiri titik C3 nilai ERD/ERS 221,8869



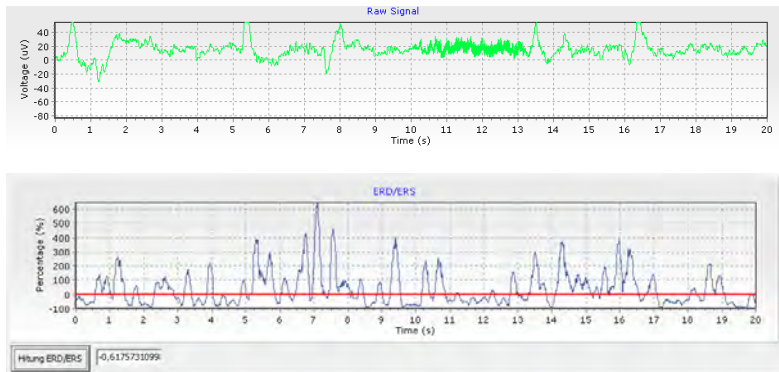
10. Subjek Samuel *tasking* kiri titik C4 nilai ERD/ERS -61,5333



## 11. Subjek Samuel *tasking* maju titik C3 nilai ERD/ERS 261,7453



## 12. Subjek Samuel *tasking* maju titik C4 nilai ERD/ERS -0,6176





## LAMPIRAN D

### TABEL KEBERHASILAN *MOTOR EXECUTION*

#### 1. Motor Execution Kanan

Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kanan	kanan
2	kanan	kanan
3	kanan	kanan
4	kanan	kanan
5	kanan	kanan
Presentase Keberhasilan		100%

Subjek : Mido		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kanan	kanan
2	kanan	kanan
3	kanan	kanan
4	kanan	kanan
5	kanan	kanan
Presentase Keberhasilan		100%

#### 2. Motor Execution Kiri

Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kiri	kiri
2	kiri	kiri
3	kiri	kiri
4	kiri	kiri
5	kiri	kiri
Presentase Keberhasilan		100%

Subjek : Mido		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kiri	kiri
2	kiri	kiri
3	kiri	kiri
4	kiri	kiri
5	kiri	kiri
Presentase Keberhasilan		100%

### 3. Motor Execution Maju

Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	maju	kanan
2	maju	kanan
3	maju	kanan
4	maju	kanan
5	maju	kanan
Presentase Keberhasilan		0%

Subjek : Mido		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	maju	maju
2	maju	maju
3	maju	kiri
4	maju	kiri
5	maju	maju
Presentase Keberhasilan		60%

#### 4. Motor Execution Bebas

Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kanan	kiri
2	kanan	kanan
3	kanan	kanan
4	kiri	kanan
5	kiri	kanan
Presentase Keberhasilan		40%

Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kanan	kiri
2	kanan	kiri
3	kiri	kanan
4	kanan	kanan
5	kiri	kanan
Presentase Keberhasilan		20%

***[halaman ini sengaja dikosongkan]***

## LAMPIRAN E

### TABEL KEBERHASILAN *MOTOR IMAGERY*

#### 1. Motor Imagery Kanan

Subjek : Mido		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kanan	kanan
2	kanan	kanan
3	kanan	kanan
4	kanan	kanan
5	kanan	kanan
Presentase Keberhasilan		100%

Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kanan	maju
2	kanan	maju
3	kanan	kanan
4	kanan	kanan
5	kanan	kanan
Presentase Keberhasilan		60%

#### 2. Motor Imagery Kiri

Subjek : Mido		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kiri	kanan
2	kiri	kiri
3	kiri	kiri
4	kiri	kiri
5	kiri	kiri
Presentase Keberhasilan		80%

Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	kiri	kiri
2	kiri	kiri
3	kiri	kiri
4	kiri	kiri
5	kiri	kiri
Presentase Keberhasilan		80%

### 3. Motor Imagery Maju

Subjek : Mido		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	maju	kiri
2	maju	kiri
3	maju	kiri
4	maju	kiri
5	maju	kiri
Presentase Keberhasilan		0%

Subjek : Samuel		
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	maju	kiri
2	maju	kiri
3	maju	kiri
4	maju	kiri
5	maju	kiri
Presentase Keberhasilan		0%

## LAMPIRAN F

### PERBANDINGAN NILAI ERD/ERS DENGAN VARIASI WAKTU

1. Event R 3 detik, Jeda 9 detik, Event A 3 detik

Subjek : A		
Tasking : Kanan		
NO	C3	C4
1	-47.2864	4.1046
2	-35.5288	7.1850
3	-10.3986	3.9434
4	-61.9960	35.3475
5	-30.6117	-30.8457
6	-23.3014	53.3051
7	-40.7073	31.0657
8	7.9731	-48.2379
9	-83.6714	78.6444
10	-25.5539	51.2787

Subjek : A		
Tasking : Kiri		
NO	C3	C4
1	28.4691	4.1046
2	-30.1247	7.1850
3	14.6044	3.9434
4	13.7546	35.3475
5	-13.0025	-30.8457
6	13.9803	53.3051
7	0.1841	31.0657
8	40.5340	-48.2379
9	-15.7792	78.6444
10	71.0395	51.2787

Subjek : B		
Tasking : Kanan		
NO	C3	C4
1	-24.1192	-43.3811
2	-22.7120	21.9107
3	-31.6116	9.0020
4	-19.4106	21.9092
5	-28.7907	13.3456
6	-23.1145	17.0124
7	-27.5719	-24.5027
8	-21.0826	-31.7451
9	-34.7531	26.4620
10	-35.1606	9.2531

Subjek : B		
Tasking : Kiri		
NO	C3	C4
1	21.0140	-33.6509
2	12.8031	-62.5616
3	20.9280	-46.5624
4	43.4155	-30.2119
5	-23.0912	-90.2899
6	60.1331	-45.9301
7	20.0122	-80.3312
8	50.2291	-43.1119
9	70.1211	60.9303
10	45.9987	-33.9031

2. Event R 3 detik, Jeda 9 detik, Event A 5 detik

Subjek : A		
Tasking : Kanan		
NO	C3	C4
1	14.6481	-17.2927
2	-9.6901	15.0499
3	-36.2255	-6.5063
4	-52.2484	-18.0082
5	34.1234	-1.0149
6	11.0965	10.9673
7	6.1469	-38.1608
8	-19.5696	6.9378
9	11.0965	10.9673
10	6.1469	-38.1608

Subjek : A		
Tasking : Kiri		
NO	C3	C4
1	100.9204	101.6936
2	70.1236	-20.2283
3	70.4608	-78.3772
4	-49.5001	-33.3548
5	-4.1864	-2.4609
6	-34.1941	-54.3183
7	-33.0077	-0.7651
8	20.3194	-42.1697
9	-30.8173	-33.3673
10	56.0884	-77.0193

Subjek : B		
Tasking : Kanan		
NO	C3	C4
1	-26.3872	-36.4575
2	9.4314	-18.2788
3	-21.7040	14.2689
4	-5.2555	15.4302
5	-62.5364	-38.3827
6	16.7792	-14.7977
7	-10.0338	-31.4269
8	-37.5143	-31.2356
9	-46.5523	-8.5505
10	-30.5523	-11.0013

Subjek : B		
Tasking : Kiri		
NO	C3	C4
1	-30.4145	10.8599
2	18.2734	-38.0104
3	-38.2958	3.4788
4	-7.3910	13.6940
5	22.0752	-26.7303
6	8.8090	13.6761
7	-73.0200	-15.8818
8	-34.7805	-40.2029
9	-16.9308	-8.3232
10	30.4122	-13.9822



3. Event R 3 detik, Jeda 9 detik, Event A 7 detik

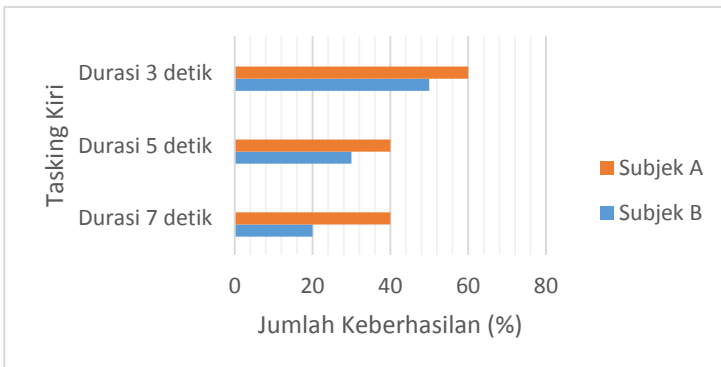
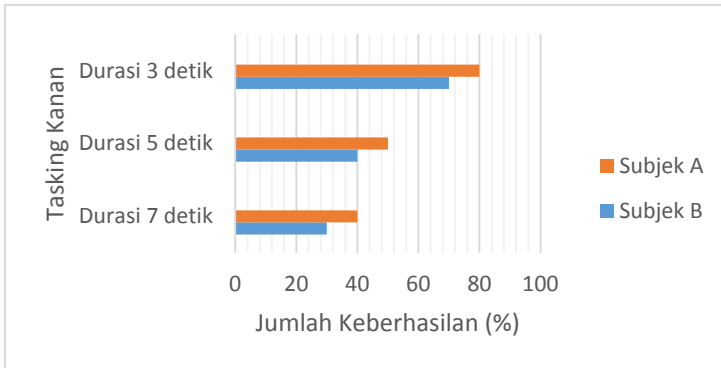
Subjek : A		
Tasking : Kanan		
NO	C3	C4
1	44.2982	-6.7262
2	-19.6844	17.2654
3	108.9716	22.5428
4	-40.0853	8.3084
5	-26.3872	-36.4575
6	9.4314	-18.2788
7	-21.7040	14.2689
8	78.3955	-18.8930
9	-68.6490	63.5603
10	-14.2663	-42.0826

Subjek : A		
Tasking : Kiri		
NO	C3	C4
1	93.8143	89.9744
2	-5.2555	15.4302
3	-62.5364	-38.3827
4	37.6927	-52.8708
5	11.0965	10.9673
6	6.1469	-38.1608
7	-19.5696	6.9378
8	12.7614	-24.0610
9	-40.1552	-30.0369
10	-64.1354	-73.0465

Subjek : B		
Tasking : Kanan		
NO	C3	C4
1	55.3740	45.7530
2	-55.1364	15.4038
3	50.4872	-18.2563
4	-38.5094	37.8431
5	-75.0453	-25.4897
6	-34.2792	-24.0045
7	-43.1235	26.7018
8	22.6361	16.3463
9	31.8291	44.3893
10	59.4698	44.7127

Subjek : B		
Tasking : Kiri		
NO	C3	C4
1	-28.7676	-31.3038
2	-17.6869	-27.5378
3	-20.3584	78.8175
4	-9.7257	109.1354
5	-35.0957	-50.4341
6	-4.3950	30.5614
7	57.6487	-46.2178
8	38.1222	-33.9444
9	-49.1794	-57.0866
10	-4.2916	-15.2937

- Grafik perbandingan keberhasilan ERD/ERS terhadap perubahan durasi event A



## **RIWAYAT PENULIS**



Penulis dilahirkan di Bojonegoro pada tanggal 19 Mei 1995. Penulis mulai menjalankan studi di Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) pada tahun 2013. Selama menjadi mahasiswa penulis aktif sebagai anggota UKM Pramuka ITS periode 2014-2017, pengurus di Himpunan Mahasiswa Teknik Elektro ITS dari tahun 2014 hingga 2016, dan menjadi Koordinator Asisten Laboratorium Elektronika Biomedika B205 Jurusan Teknik Elektro ITS dari tahun 2017. Riwayat pendidikan penulis :

- SMAN Model Terpadu, Bojonegoro, Jawa Timur, lulus tahun 2013,
- SMP Plus Ar-Rahmat, Bojonegoro, Jawa Timur, lulus tahun 2010,
- SDN Kadipaten 1, Bojonegoro, Jawa Timur, lulus tahun 2007.

email: fathan.hakim@gmail.com